

SCHEILA AUST

**ESTUDO COMPARATIVO DE MEDIDAS REALIZADAS EM IMAGENS POR
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E IMAGENS POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA COM AUXÍLIO DE UM SOFTWARE DE
REALINHAMENTO DE IMAGENS.**

Florianópolis

2006

SCHEILA AUST

**ESTUDO COMPARATIVO DE MEDIDAS REALIZADAS EM IMAGENS POR
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E IMAGENS POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA COM AUXÍLIO DE UM SOFTWARE DE
REALINHAMENTO DE IMAGENS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como parte dos requisitos obrigatórios para obtenção do título de Mestre em Radiologia – Área de Concentração Radiologia.

Orientador: Prof. Dr. Márcio Corrêa.

Florianópolis

2006

SCHEILA AUST

**ESTUDO COMPARATIVO DE MEDIDAS REALIZADAS EM IMAGENS POR
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E IMAGENS POR TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA COM AUXÍLIO DE UM SOFTWARE DE
REALINHAMENTO DE IMAGENS.**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM ODONTOLOGIA – ÁREA DE CONCENTRAÇÃO RADIOLOGIA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA da Universidade Federal de Santa Catarina.

Florianópolis, 22 março de 2006.

Prof. Dr. Marcio Corrêa
Universidade Federal de Santa Catarina
Presidente

Data

Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini
Universidade Federal de Santa Catarina
Membro

Data

Prof. Dra. Heloísa Emilia Dias da Silveira
Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Membro

Data

Prof. Dr. Murilo José Nunes de Abreu Jr.
Universidade Federal de Santa Catarina
Membro

Data

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

A clínica Imagem onde foram realizados os exames de tomografia computadorizada e ressonância magnética, não somente por apresentarem um excelente desempenho profissional na realização dos exames e um grande esmero ao atender todos os pedidos referentes a este estudo, mas também por prestar um auxílio ao meio acadêmico, permitindo que os exames fossem viáveis para a realização deste estudo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos pacientes, Rosalino, Neli, Neide, Maria e Tereza, por terem se disposto à realização do exame de ressonância magnética, além do exame de tomografia que lhes fora solicitado;

Aos médicos Sérgio Brincas e Ademar Paes Júnior por terem se empenhado para que esta pesquisa fosse concretizada;

Aos funcionários da Clínica Imagem, Lizete, Luis, Eduardo, e a todos os outros que nos auxiliaram durante o trabalho;

Ao Daniel Duarte Abdala e ao Rafael Bertoldi pelo desenvolvimento do software *Medstation* e por toda ajuda prestada durante a utilização do mesmo;

Ao Magalhães, implantodontista que iria realizar as cirurgias, para as quais os pacientes foram triados;

À professora Maria Inês Meurer, por ter auxiliado na busca pelo software utilizado no presente estudo;

À Dilene e ao pessoal da Radiológica pela compreensão e auxílio prestado em vários momentos;

Aos meus amigos que dividiram as alegrias e sofrimentos durante todos os passos desta pesquisa;

Ao meu orientador, por ter acreditado e não ter desanimado durante o decorrer da pesquisa, por ter sido além de orientador, amigo e exemplo;

À minha família por ter aturado meu mau-humor e não ter deixado que ele crescesse;

E principalmente a minha mãe para a qual sobram motivos para agradecer e faltam palavras para tanto.

AUST, Scheila. **Estudo comparativo de medidas realizadas em imagens por ressonância magnética e imagens por tomografia computadorizada com auxílio de um software de realinhamento de imagens**. 2006. 81f. Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Foi realizado um estudo transversal, descritivo, com o objetivo de comparar as medidas realizadas em imagens por ressonância magnética com as realizadas em imagens por tomografia computadorizada, com o auxílio de um software de realinhamento de imagens. Para tanto, quatro pacientes provenientes do Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (CEPID) da Universidade Federal de Santa Catarina foram submetidos a um exame de tomografia computadorizada e a um exame de ressonância magnética. Foi obtido um total de 80 medidas lineares da região posterior e 12 medidas lineares da região anterior em cada modalidade de exame. As medidas foram realizadas por um observador, cuja concordância intra-observador foi maior que 97% (Erro Dalberg). Para comparar os resultados obtidos da altura do processo alveolar, realizados em tomografia computadorizada e ressonância magnética, empregou-se o teste t de Student para amostras pareadas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas realizadas em tomografia computadorizada e as realizadas por ressonância magnética ($p > 0,05$) e verificou-se uma forte correlação entre as mesmas ($r = 0,8346$). Também não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores, quando a análise discriminou as regiões anteriores e posteriores ($p > 0,05$), com uma forte correlação entre as medidas realizadas por tomografia e ressonância na região posterior da arcada ($r = 0,8546$) e uma fraca correlação entre as medidas para a região anterior da arcada ($r = 0,5472$). Os resultados permitiram estabelecer a seguinte conclusão: as medidas

lineares, realizadas em imagens por meio de ressonância magnética e tomografia computadorizada, são semelhantes.

Palavras-chave: Ressonância magnética. Implantes dentários. Tomografia Computadorizada.

AUST, Scheila. **Estudo comparativo de medidas realizadas em imagens por ressonância magnética e imagens por tomografia computadorizada com auxílio de um software de realinhamento de imagens.** 2006. 81f. Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

A descriptive and transversal study was carried out to compare the measurements from magnetic resonance with the images generated from computer tomography with the aid of a software of image alignment. Four patients from the Dental Implant Search and Teacher's Center (CEPID) of the Federal University of Santa Catarina were submitted to an examination of computer tomography and a magnetic resonance scan. They were given a total of 80 linear measures of the posterior region and 12 linear measures of the previous region in each modality of examination. The measures were carried out by an observer. The observed reproducibility was bigger than 97% (Dalberg error). Students' tests were used to compare the results of the height of the alveolar process with the computerized tomography and magnetic resonance. There was no significant statistical difference between the measurements in computerized tomography and actual measurements from magnetic resonance ($p > 0,05$) which verified one strong correlation between the two ($r = 0,8346$). Also there is no statistical significant difference between the values when the analysis discriminated previous and posterior regions ($p > 0,05$). One strong correlation enters the measurements for tomography and resonance in the posterior region of the arches ($r = 0,8546$), and a weak correlation is the measured for the previous region of the arches ($r =$

0,5472). The results established the following conclusion: the linear measures visualized in images of magnetic resonance and computerized tomography are statistically the same.

KeyWords: Magnetic resonance. Dental implants. Computed Tomography.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Exemplo esquemático do processo de registro de imagens.....	49
Figura 2 - Interface do software utilizado para o realinhamento, com os pontos selecionando nos locais correspondentes na ressonância magnética e tomografia computadorizada.	54
Figura 3 - Interface do software após o realinhamento, com os cortes próximos do correspondente na ressonância magnética e tomografia computadorizada.....	55
Figura 4 - Interface do software após a realização das medidas posteriores, com os cortes próximos do correspondente na ressonância magnética e tomografia computadorizada.	57
Figura 5 - Interface do software após a realização das medidas na região anterior, com os cortes sagitais correspondentes na ressonância magnética e tomografia computadorizada.....	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultados da variância total, variância do erro, Erro de Dalberg, coeficiente de confiabilidade para a variável altura do processo alveolar obtida por ressonância magnética e por tomografia computadorizada. Florianópolis, 2006.	61
Tabela 2 - Resultados da análise descritiva das variáveis TC - RM - Diferença e do teste de Normalidade de Shapiro-Wilk, para as regiões posterior e anterior da arcada. Florianópolis, 2006.	62
Tabela 3 - Resultados da correlação de Pearson, para as regiões posterior e anterior da arcada. Florianópolis, 2006.	62
Tabela 4 - Resultados do teste t de Student para amostras pareadas, para as regiões posterior e anterior da arcada. Florianópolis, 2006.	62
Tabela 5 Resultados da análise descritiva das variáveis TC - RM - Diferença e do teste de Normalidade de Shapiro-Wilk, para a região posterior da arcada. Florianópolis, 2006.	63
Tabela 6 - Resultados da correlação de Pearson, para a região posterior da arcada. Florianópolis, 2006.....	63
Tabela 7 - Resultados do teste t de Student para amostras pareadas, para a região posterior da arcada. Florianópolis, 2006.	63
Tabela 8 - Resultados da análise descritiva das variáveis TC - RM - Diferença e do teste de Normalidade de Shapiro-Wilk, para a região anterior da arcada. Florianópolis, 2006.	63
Tabela 9 - Resultados da correlação de Pearson, para a região anterior da arcada. Florianópolis, 2006.	64
Tabela 10 - Resultados do teste t de Student para amostras pareadas, para a região anterior da arcada. Florianópolis, 2006.....	64

LISTA DE ABREVIATURAS

3D – Tridimensional.

2D – Bidimensional.

CEPID – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários.

CIPB – Comissão Internacional de Proteção Biológica.

FOV – Janela de Visão.

HZ – Hertz.

IRM – Imagens por Ressonância Magnética.

MAT – Matriz.

RM – Ressonância Magnética.

RMN – Ressonância Magnética Nuclear.

SE – Spin Eco.

T – Tesla.

TC – Tomografia Computadorizada.

TE – Tempo de Eco.

TR – Tempo de Repetição.

TSE – Turbo Spin Eco.

WW – Janela na escala Hounsfield

WL – Nível da janela na escala Hounsfield.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	17
2.1 Métodos de imagem para o planejamento de implantes dentários	17
2.2 A anatomia	18
2.3 Tomografias para implantes	21
2.3.1 A acurácia do exame de tomografia computadorizada	22
2.3.2 Doses de radiação em tomografia computadorizada	25
2.4 Ressonância magnética	27
2.4.1 O artefato na IRM	29
2.4.1.1 O artefato na IRM para implantes dentários	31
2.5. Ressonância magnética na implantodontia	32
2.6 Protocolo de obtenção de IRM no exame pré-inserção de implantes	35
2.7 Formas de identificação do sítio anatômico onde serão realizadas as medidas prévia a inserção de implantes	45
2.7.1 Métodos de identificação do mesmo sítio de implante - por meio da correlação anatômica com auxílio de guias - em imagens de TC e RM	47
2.7.2 Métodos de identificação do mesmo sítio de implante - por meio da correlação anatômica realizada pela experiência prática - em imagens de TC e RM	47
2.7.3 Métodos de identificação do mesmo sítio de implante - por meio da correlação anatômica por softwares de realinhamento de imagens - em imagens de TC e RM	48
3 PROPOSIÇÕES	50
3.1 Hipótese	50
3.2 Objetivo	50
4. PACIENTES, MATERIAIS E MÉTODOS	51
4.1 Delineamento	51
4.2 Aprovação do protocolo de pesquisa	51
4.3 Caracterização da amostra	51
4.3.1 Critérios de inclusão e exclusão dos pacientes	52
4.4 Procedimentos para a aquisição das imagens	52
4.4.1 Tomografia computadorizada	53

4.4.2 Ressonância magnética	53
4.4.3 Método de localização do mesmo sítio anatômico nas imagens de TC e RM	53
4.5 Critérios para a realização das medidas lineares	55
4.6 Calibração do observador	56
4.7 Obtenção das medidas	56
4.8 Métodos estatísticos	59
5 RESULTADOS	61
5.1 Calibração	61
5.2 Medidas totais	61
6 DISCUSSÃO	65
6.1 A metodologia aplicada e metodologia de outros estudos	65
6.2 Análise dos resultados e comparação com a literatura	67
7 CONCLUSÃO	70
REFERÊNCIAS	71
APÊNDICES	75
ANEXOS	79

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia vem, de maneira crescente, aumentando sua participação na odontologia contemporânea. Junto a esta especialidade cresce a procura por modalidades de imagens que permitam cirurgias seguras, previsíveis e eficazes. A utilização de imagens transversais, que forneçam informações tridimensionais a respeito do sítio onde se pretende inserir o implante, vem para o implantodontista como uma forma de responder à necessidade de previsibilidade na cirurgia.

Dentre as modalidades de imagens que fornecem cortes transversais e utilizam raios X encontramos a tomografia convencional e a tomografia computadorizada (DULA, et al.2001), sendo a tomografia computadorizada o método mais aceito atualmente em casos de implantes múltiplos (TYNDALL; BROOKS, 2000). A tomografia computadorizada apresenta-se, ainda, como uma modalidade de exame capaz de obter acurácia na realização de medidas lineares para a inserção de implantes dentários (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2002; GRAY; REDPATH; SMITH 1996; NASEL et al.1999).

A ressonância magnética é um método de imagem igualmente capaz de fornecer imagens transversais e com a vantagem de não fazer uso da radiação X (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998b). Contudo os estudos que comprovam a acurácia de suas medidas lineares para a inserção de implantes dentários são em número reduzidos e possuem metodologias muito diferentes entre si (GRAY; REDPATH; SMITH, 2001; IMAMURA et al. 2004; MARKIEWICZ, et al. 2000; NASEL et al. 1999; ZABALEGUI et al. 1990;). Há, portanto, a necessidade de se utilizar um software de realinhamento de imagem para tentar definir se a ressonância magnética é acurada ou não para realizar medidas lineares. Assim, o presente estudo tem por objetivo comparar as medidas realizadas em imagens por ressonância

magnética com as medidas realizadas em imagens por tomografia computadorizada por meio de um software de realinhamento de imagens.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Métodos de imagem para o planejamento de implantes dentários

A Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilo-facial (AAROM) sustenta o fato de que o sucesso em uma reabilitação por implantes dentários depende, em partes, do diagnóstico adequado das estruturas ósseas e áreas anexas. A aquisição dessa informação, segundo Tydall; Brooks (2000) pode variar desde uma imagem bidimensional como a radiografia panorâmica, até imagens mais complexas como tomografias. A escolha da complexidade da imagem dependerá de cada caso e da experiência do cirurgião dentista.

Gray et al. (2003) relacionam alguns dos principais métodos de imagiologia como: radiografias panorâmicas; radiografias laterais oblíquas; tomografia convencional linear e tomografia multidirecional; tomografia computadorizada (TC) que envolve reconstrução de imagens e a ressonância magnética (RM) que não utiliza radiação ionizante e produz cortes em qualquer plano sem reformatações.

Dentre as modalidades dos exames citados para a avaliação pré-inserção de implantes, a radiografia panorâmica associada a radiografias intrabuciais - periapicais e oclusais, segundo Gray; Redpath; Smith (1996), podem fornecer algumas informações tridimensionais, porém a acurácia dimensional e a qualidade destas informações são duvidosas, principalmente na região da maxila. A radiografia panorâmica faz parte de um protocolo de cuidados importantes, na avaliação pré-operatória de um possível sítio de implante, sugerido pela AAROM. No entanto, Tyndall; Brooks (2000) lembram que é necessário o implantodontista saber que esta modalidade radiográfica apresenta ampliações verticais e horizontais, ainda que

várias técnicas tenham sido desenvolvidas para minimizar tais erros. Técnicas como, por exemplo, o uso de esferas metálicas com medidas conhecidas, porém isto não supera todas as limitações da radiografia panorâmica. Ainda existe a necessidade de uma informação transversal que não é possível de ser obtida na imagem panorâmica.

Quando os achados radiográficos com filmes planos não fornecem informação suficiente sobre a anatomia alveolar, o implantodontista necessita de imagens seccionais. A AAROM, por meio do estudo de Tyndall; Brooks (2000), recomenda a avaliação de todos os sítios de implantes com radiografias panorâmicas e cortes seccionais.

Alguns aparelhos panorâmicos modernos podem fornecer certa informação seccional, porém Gray; Redpath; Smith (1998b) afirmam que seu uso é restrito, principalmente aos sítios únicos de implante. Outras possibilidades de informação seccional com radiação X são as imagens por tomografia convencional e a tomografia computadorizada. (DULA, et al.2001). Sendo a tomografia computadorizada o método mais aceito para obter informação seccional nos casos em que implantes múltiplos, enxertos ósseos e cirurgias reconstrutivas foram realizadas ou estão sendo consideradas. (TYNDALL; BROOKS, 2000.)

2.2 A anatomia

O objetivo dos exames pré-operatórios para inserção de implantes é adquirir as seguintes informações sobre o sítio de implante:

- a) presença de doença;

- b) localização de estruturas anatômicas que devem ser evitadas quando da colocação dos implantes, tais como seio maxilar, canal naso-palatino, canal do nervo alveolar inferior e forame mental;
- c) morfologia óssea, incluindo a profundidade de estruturas como a fossa submandibular, variações de desenvolvimento, irregularidade pós-exodontias, alargamento dos espaços medulares, integridade da cortical e densidade do osso trabecular;
- d) quantidade de osso disponível para inserção de implante é igualmente importante para a orientação do osso alveolar. Inclinação do contorno lingual, tal qual ocorre próximo à região posterior da mandíbula, pode levar a perfurações da cortical óssea (TYNDALL; BROOKS, 2000).

A importância clínica das informações acima listadas é percebida na ênfase dada por Gray; Redpath; Smith (1996), quando estes afirmam que na região anterior da maxila a forma vestibulo-palatal do osso é freqüentemente côncava e que a não-visualização deste fato por levar a uma perfuração da cortical palatal. O seio maxilar apresenta forma extremamente variável e pode estender-se da região de canino a terceiro molar. O assoalho do seio maxilar pode ser sinuoso e freqüentemente difícil de localizar precisamente com uma radiografia convencional (GRAY; REDPATH; SMITH, 1996). Os mesmos autores ainda relatam que a posição do canal do nervo alveolar inferior, no sentido vestibulo-lingual, varia ao longo da mandíbula e, por isso, as imagens devem localizá-lo com precisão nos planejamentos de implantes. Para Miloro et al. (1997) a significância clínica, da exata localização do canal do nervo alveolar inferior, se dá porque o nervo alveolar inferior é sujeito de injúrias durante várias modalidades de procedimentos cirúrgicos. Em um outro trabalho, Gray; Redpath; Smith (1998b) acrescentam que a exata posição de estruturas como o canal do nervo alveolar

inferior, o forame mental e o assoalho do seio maxilar são de grande importância, e que danos inadvertidos a estas estruturas podem ter severas consequências tanto para o paciente quanto para o cirurgião.

Portanto, a visualização da anatomia e a possibilidade de evitar injúrias ao nervo alveolar inferior seria, segundo Nasel et al. (1999), uma importante razão para a utilização de TC com reconstruções panorâmicas e cortes seccionais.

Cavalcanti; Ruprecht; Vannier (2002) relatam que a TC, com o auxílio do software específico para implantodontia, pode ser utilizada para determinar a situação óssea dos sítios a receberem implantes, o tamanho do cilindro que poderá ser implantado, a necessidade ou não de cirurgias prévias na crista óssea, além da arquitetura óssea e posição das estruturas anatômicas serem claramente visualizadas.

Lam; Ruprecht; Yang (1995) lembram, ainda, que as imagens com radiação X fornecem informação importante, não somente sobre a quantidade de osso disponível para acomodar o implante, mas também informação sobre o contorno ósseo, a qualidade óssea e a localização de estruturas vitais próximas aos sítios dos implantes.

Para Gray; Redpath; Smith (1998b), as imagens por ressonância magnética (IRM), assim como a TC, podem visualizar estruturas vitais para inserção segura de implantes. O comprimento dos implantes a serem colocados e suas angulações podem ser determinados nas imagens de RM, com bons resultados clínicos. O osso cortical é delimitado pelo osso esponjoso, que é claramente visualizado e permite, assim, o planejamento e a ancoragem do implante no osso cortical.

O que se deseja examinar para a inserção de implantes é a anatomia normal e, para tanto, o uso de imagens ponderadas em T1 é descrito como mais adequado por Gray et al. (2003). Nestas imagens, a cortical óssea aparece preta, diferente das radiografias onde aparece radiopaca devido ao aumento da densidade óssea. Esta aparência é explicada pelos autores

como resultado do sinal muito baixo oriundo da ausência de prótons de água ou lipídios. Em contraste, o osso esponjoso, que é mais orgânico, aparece brilhante nas imagens ponderadas em T1, como resultado do sinal dos prótons na medula óssea e diferente da aparência cinza que ele tem nas imagens radiológicas (GRAY et al. 2003).

De forma similar, Imamura et al. (2004) relatam que em imagens de RM ponderadas em T1 visualizaram a medula óssea como áreas claras ou brancas, logo com um sinal de alta intensidade. O osso cortical circundante, o qual é principalmente formado de compostos de cálcio e com baixa densidade de prótons mostrou-se escuro ou preto, indicando baixa intensidade de sinal. O canal do nervo alveolar inferior era escuro - com sinal de baixa intensidade e localizado no interior da medula óssea que tem alta intensidade de sinal. Tal fato indica o fenômeno de ausência de fluxo, região sem sinal devido ao fluxo sanguíneo.

2.3 Tomografias para implantes

Informações seccionais são desejáveis quando se faz um planejamento cirúrgico, uma vez que radiografias convencionais dão uma visão limitada do sítio do implante. As tomografias convencionais são recomendadas para a região posterior de maxila e mandíbula. (GRAY et al. 2003). Tomografias transversais multidirecionais podem fornecer imagens com acurácia, mas as doses de radiação são altas, quando se examina grandes áreas. (DULA et al.1996).

A tomografia computadorizada é considerada uma importante modalidade de imagem porque ela é rápida, capaz de permitir reproduções e confiável (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2002). Segundo estes autores, seu uso tem aumentado com advento do aparelho de TC *multislice*, o qual pode adquirir cortes mais finos em menor tempo, quando

comparado aos aparelhos de TC helicoidal comumente utilizados para avaliação previa à inserção de implantes dentários.

Segundo Imamura. et al. (2004) a TC é efetiva no diagnóstico prévio à inserção de implantes dentários. No entanto, ela tem suas desvantagens, tais como expor o paciente a altas doses de radiação e o canal do nervo alveolar inferior não pode ser detectado em alguns casos. Opinião semelhante à de Salvolini et al. (2002) que afirmam que a TC apresenta uma alta resolução espacial e, com os softwares de reformatação específicos, apresenta um alto grau de precisão. No entanto, ela visualiza somente as estruturas ósseas em relação aos seus graus de mineralização. Portanto, a identificação do canal do nervo alveolar inferior pode ser dificultada em pacientes com descalcificação sistêmica ou localizada.

2.3.1 A Acurácia do exame de tomografia computadorizada

Cavalcanti, Ruprecht, Vannier (2002) analisaram medidas lineares em reformatações volumétricas tridimensionais (3D) de tomógrafos computadorizados espirais-*multislice* tanto *in vitro* quanto *in vivo*. Cinco cabeças de cadáveres foram examinadas pelo aparelho de TC espiral-*multislice* (Aquilion Toshiba-America Medical System Inc.) com cortes axiais de 0,5mm e com um intervalo de reconstrução de 0,5mm. Uma janela de visão (FOV) de 20,3 cm e uma matriz de 512X512 pixels foram utilizados. Os dados foram transferidos para uma *Workstation* e a reformatação volumétrica em 3D realizada, utilizando o software Vítrea. Valendo-se de reconstruções multiplanares, linhas guias foram localizadas exatamente no mesmo ponto, chamado bordo anterior do forame mental. Em seguida, foi determinado o início e o final do segmento do arco mandibular a ser analisado no corte axial. Uma linha foi

criada a meia distância da cortical lingual e vestibular, entre os pontos inicial e final da mandíbula. Outra linha perpendicular à linha anterior foi gerada a partir de um ponto na face superior do forame mental e um modelo 3D com os mesmos dados das imagens multiplanares foi gerado. Com uma cópia do arco mandibular, as linhas e os mesmos pontos no 3D, o qual correspondia ao bordo superior do forame mental, permitiu a realização das medidas. Dois radiologistas dento-maxilo-faciais realizaram as medidas lineares da borda superior do forame mental à crista do processo alveolar. Com a mesma metodologia, medidas foram realizadas em 15 pacientes para a análise da precisão. Os autores encontraram alta acurácia e precisão nas imagens reformatadas 3D e não houve diferença estatisticamente significativa nem intra nem inter-observador nas medidas *in vivo* ou nas medidas *in vitro* ($p > 0,05$). Os autores afirmam que tais resultados foram ainda melhores que de estudos prévios (dos mesmos autores) utilizando imagens 2D ortoradial e reformatações 3D de superfície. Segundo Cavalcanti, Ruprecht, Vannier (2002) imagens 3D em TC *multislice* fornecem, portanto, excelente visualização e delineamento da anatomia mandibular, o que conseqüentemente permite estabelecer a inclinação e posição buco-lingual dos respectivos implantes e permite a medida da quantidade de osso presente. Tornando possível formularem diagnósticos e planos de tratamentos mais acurados.

A TC é capaz de produzir imagem de alta resolução dos sítios de implante, as quais fornecem informação tri-dimensional das estruturas vitais circundantes e não é susceptível aos erros inerentes às medidas de profundidade e angulação do implante, que sofrem os métodos que usam raios X não tomográficos ou tomografias convencionais. (GRAY; REDPATH; SMITH, 1996).

Embora vários autores, já descritos, relatem a obtenção de medidas lineares com alta acurácia por meio de imagens por TC (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2002; GRAY; REDPATH; SMITH 1996; NASEL et al. 1999), e outros autores tenham

desenvolvido estudos comparativos em que a TC foi a referência para calcular a acurácia das medidas RM (IMAMURA et al. 2004); é importante relatar um estudo *in vitro* de Markiewicz et al. (2000) em que medidas realizadas em imagens reformatadas de TC e em imagens de tomografia linear convencional foram comparadas com medidas realizadas em peças dissecadas. Para este estudo *in vitro* quatro cabeças de cadáveres foram utilizadas (MARKIEWICZ, et al. 2000). Guias de acrílico foram preparados e fios metálicos (2mm de diâmetro) introduzidos para servir de marcador. Os guias foram suturados na altura dos caninos e segundo pré-molar para evitar movimentos. Para a parte clínica do trabalho, 25 pacientes edêntulos foram examinados com tomografia linear. Em 10 pacientes parcialmente edêntulos foi realizada tomografia linear e em 30 pacientes parcialmente edêntulos foi realizado TC espiral. Nesta parte clínica guias de acrílico com guta-percha foram utilizados. Um aparelho de TC (Elscint TWIN flash) foi utilizado para realizar os cortes axiais para a preparação anatômica (parâmetros de 120Kv, 300mAs, SC -250, SW 1,0, ST -2,0s) e um aparelho de TC espiral foi utilizado com parâmetros de 120Kv, 120mAs, pitch -2,0, SC -250, SW1,3, ST -10,1s. Um tomógrafo convencional (Planmenca 2002) foi utilizado para obter as imagens com parâmetros de 60Kv, 4mA para maxila e 5mA para mandíbula, cortes com espessura de 3mm e intervalo de 3mm. Quatro imagens de cada área marcada foram analisadas e a melhor foi escolhida. Em seguida, a altura e a espessura do processo alveolar foram medidas na área. A altura foi medida em seu maior comprimento e a largura foi medida na metade da altura, em um ângulo de noventa graus com esta. Todos os resultados foram comparados entre si e todos os resultados foram comparados com as medidas anatômicas das cabeças. Para realizar as medidas das cabeças, estas foram dissecadas na altura onde o guia havia sido colocado. Para determinar a posição exata do marcador em relação ao osso, o guia foi removido e uma tinta de secagem rápida aplicada. Os cortes foram realizados com uma serra com lâmina de 1mm de espessura. Dois especialistas em prótese e dois especialistas em

radiologia realizaram o estudo. O teste t de Student foi aplicado para analisar a significância estatística dos resultados ($p < 0,05$). A análise das alturas revelou uma subestimação de 3mm e a análise da largura revelou uma subestimação de 1,5mm. No entanto no caso da largura ocorreu uma alta dispersão dos resultados, causando perda da significância estatística para a subestimação. Para Markiewicz et al. (2000) as medidas em TC, nos dois tomógrafos, foram similares e todas fortemente subestimaram o comprimento real. Portanto, para esses autores estes métodos não são convenientes para o planejamento de implantes dentários.

2.3.2 Doses de radiação em tomografia computadorizada

Assim como a radiografia intra-bucal, a tomografia computadorizada utiliza raios X colimados. O risco para a cabeça e o pescoço na tomografia computadorizada é, portanto principalmente o da carcinogênese. A principal diferença nos efeitos biológicos está na magnitude da dose. (MATTESON et al. 1996).

Dula et al. (2001) realizaram um trabalho para a seleção de técnicas de imagem em implantodontia baseados no risco/benefício da imagem e da dose de radiação a qual ela expõe do paciente. Para calcular o risco biológico da radiografia foi utilizado um modelo sugerido pela Comissão Internacional de Proteção Biológica(CIPB). Embora os autores afirmem que tal modelo tenha sido criado para avaliar os efeitos da radiação em altas doses, como no caso de acidentes nucleares, e não apresentarem certeza quanto à extrapolação para baixas doses com riscos ocupacionais. Este modelo foi considerado um meio razoável para comparar diferenças nos exames radiográficos e segundo os autores é freqüentemente utilizado no diagnóstico radiológico. Para Dula et al. (2001), se o exame clínico e os achados por

radiografias convencionais não fornecerem informação suficiente sobre a morfologia do processo alveolar, há duas possibilidades de imagens transversais, com radiação X, tanto para maxila quanto para mandíbula: a tomografia convencional e a tomografia computadorizada. Uma diferença importante entre tomografia convencional e computadorizada é a dose de radiação emitida ao paciente, que na tomografia convencional é menor. Estes autores calculam que se, por exemplo, um exame completo de maxila ou mandíbula com imagens transversais fosse realizado, a dose sobre o paciente em uma tomografia convencional seria aproximadamente 80% da dose de uma TC. Todavia, se métodos de redução de dose, por exemplo, reformatações fossem aplicados na TC, a dose para o paciente seria de 50% da dose de uma tomografia convencional de maxila ou mandíbula completa. Entretanto, se for considerado um exame em apenas uma região edêntula de 1 a 3 dentes, a dose de uma tomografia convencional seria menor que a de uma TC com redução de dose.

Sabe-se que a tomografia computadorizada é responsável por 40% da radiação do diagnóstico médico, mas representa somente 4% dos exames radiológicos. Portanto, qualquer expansão do uso da tomografia computadorizada necessitará de um equilíbrio com a dose de radiação.(GARVEY; HANLON, 2002).

Quanto ao fato da TC de mandíbula ser freqüentemente considerada “inofensiva” aos pacientes, Dula et al. (1996, p.509) relataram que há uma dose substancial de radiação neste exame e, também, certo risco de mortalidade. “Em todos os casos envolvendo tratamento de implantes dentários e mais freqüentemente em cirurgias orais e maxilo-faciais, não há o benefício de salvar vidas que justifiquem esta dose de radiação. Por isso, não se pode argumentar que o benefício do exame sempre sobrepuja o risco biológico.” Portanto, segundo os autores, é necessário considerar outros métodos de imagens que possam fornecer a informação necessária com doses de radiação menor. Opinião similar a de Markiewicz et al. (2000, p.257) “Uma vez que os pacientes que necessitam de implantes são freqüentemente

jovens e geralmente indivíduos saudáveis, há a necessidade de diagnósticos por imagens com doses de radiação seguras para o paciente”.

A TC *multislice*, associando sua velocidade com a capacidade de reformatação multiplanar das tomografias computadorizadas, consegue reduzir a dose de radiação X ao paciente e pode substituir a ressonância magnética (RM) em várias situações. Mas se a RM é indicada como a primeira linha de investigação, isto se deve a sua ausência de radiação ionizante. (GARVEY; HANLON, 2002).

2.4 Ressonância magnética

Descoberta por dois grupos de físicos independentes, a ressonância magnética foi descrita, em 1946, por Edward Purcell et al., em Harvard (EUA), e por Felix Block et al. em Stanford (EUA). Seus estudos, sobre o modo como certos núcleos celulares comportavam-se, quando submetidos a campos magnéticos, lhes rendeu o Prêmio Nobel em física, no ano de 1952. Embora inicialmente usada como uma ferramenta analítica em testes de amostras na área da física e da química, os princípios da RM estenderam-se depois como uma tecnologia de imagens na área médica (THOMPSON; DOWD, 1994).

O termo Ressonância Magnética Nuclear (RMN) é mais empregado para denotar aplicações dos fenômenos físicos da ressonância magnética; já o termo Imagem por Ressonância Magnética (IRM) designa os meios de produzir imagens com finalidade de diagnóstico na área médica. (ARITA; KISHI, 2000). A IRM é, portanto, uma extensão das técnicas de ressonância magnética nuclear que, como já mencionado, é amplamente empregada na química e na física, mas não envolve imagens (BUSHONG, 1993).

Alguns princípios devem ser esclarecidos para facilitar a compreensão da ressonância magnética, entre eles o fato da IRM não utilizar radiação ionizante e sim ondas de radiofrequência e campos magnéticos. É possível obter-se uma imagem do corpo por meio do uso de ondas eletromagnéticas que possuem energias muito menores que aquelas necessárias para ionizar átomos, assim reduzindo ou eliminando a ameaça de dano biológico ao paciente.

O sistema de RM é constituído pelo magneto (ímã) principal, bobinas de gradiente (campos magnéticos secundários), bobinas ou antenas receptoras/transmissoras de radiofrequência, sistemas de suporte eletrônico e computadores para o armazenamento de dados e processamento de imagens. (ARITA; KISHI, 2000).

O magneto principal é responsável pela produção de um campo magnético potente e estático, ou seja, de intensidade constante. É no campo produzido pelo magneto principal que os prótons de hidrogênio, do corpo a ser examinado, irão produzir alterações que serão captadas e transformadas em imagens. As intensidades do campo principal utilizadas atualmente para produzir imagens em exames de RM são medidas em Tesla (T) e variam de 0,1 a 3,0T. Em comparação, o campo magnético da Terra é de aproximadamente 0,00005T (RADKE; RITENOUR, 1996).

Além do campo de alta intensidade produzido pelo magneto principal, são necessários campos magnéticos secundários de menor intensidade, que são produzidos pelos magnetos ou bobinas de gradiente. Os campos secundários irão aumentar ou diminuir localmente o campo principal, o que acarretará em alterações nas áreas que se deseja examinar, assim, permitindo que o computador localize no paciente a origem do sinal de RM. (RADKE; RITENOUR, 1996).

Compreendida a fonte do campo magnético para a obtenção de IRM, outro componente importante do aparelho de RM é a antena de radiofrequência (RF). A antena é capaz de gerar e captar ondas de RF chamadas de sinais de RM. Estas antenas podem ser

selecionadas conforme a região a ser examinada, existindo antenas para membros, pescoço e cabeça, entre outras (RADKE; RITENOUR, 1996).

O suporte eletrônico e os computadores possibilitam ao aparelho seu funcionamento integrado: fornecendo energia, cronometrando os sinais de RF enviados, amplificando os sinais recebidos do paciente, processando e reconstruindo a imagem do paciente (RADKE; RITENOUR, 1996).

A mais conhecida vantagem da IRM é sua total ausência de radiação ionizante, citada por praticamente todos os autores que estudam esta técnica de imagens. (ZABALEGUI et al., 1990; GRAY; REDPATH; SMITH, 1996; GARVEY; HANLON, 2002; WHAITES, 2003) Embora a RM não apresente efeitos adversos, ou seja responsável por estresse celular que leve a alterações comprovadas, atualmente se sabe que não se deve examinar pacientes portadores de marca-passo ou grampos cirúrgicos de material ferromagnético por risco de deslocamento destes. Além disso, por precaução, não se deve examinar pacientes no primeiro trimestre de gravidez, nem pacientes que sejam claustrofóbicos. (MATTESON et al., 1996; GRAY et al., 2003).

2.4.1 *O artefato na IRM*

Embora a qualidade da imagem de RM seja geralmente boa, como em todas as modalidades de imagem, os artefatos ocorrem e devem ser compreendidos para que se previnam erros (GRAY. et al., 2003). Estes mesmos autores ainda afirmam existir dois problemas principais que causam artefatos nas imagens por RM e são eles: o movimento do

paciente e a falta de homogeneidade no campo magnético, causada pelo efeito de susceptibilidade magnética.

Sumanaweera et al. (1993) é citado em um trabalho de Gray; Redpath; Smith (1998a), em que esses últimos autores comparam os dados de duas de suas pesquisas, uma com um aparelho de 0,2T e outra com um aparelho de 1T. Sumanaweera et al. (1993 apud GRAY; REDPATH; SMITH, 1998a, p. 228) descreveu o efeito de susceptibilidade magnética entre as interfaces dos tecidos e Gray; Redpath; Smith (1998a) aplicam este trabalho a seus dados. Um efeito importante é a diferença de susceptibilidade magnética entre o tecido ósseo e o tecido mole, ou entre o tecido e o ar. Tal fato produz variações no campo magnético que podem levar à distorção da imagem. Estima-se que este efeito produza variação de cerca de 0,2 partes de milhões (p.p.m.) na força do campo magnético estático, na interface osso/tecido e cerca de 9 p.p.m. na interface ar/tecido. Para campos de 0,2T, assumindo uma taxa giromagnética para o núcleo de hidrogênio de 42,6MHz por tesla, isto é equivalente a uma interferência de 2Hz na interface osso/tecido e cerca de 77Hz na interface ar/tecido. O efeito na interface osso/tecido é, portanto, insignificante. (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998a). A distorção pode causar um deslocamento na posição do corte. Utilizando a força de gradiente de frequência de eco de 130Hz por pixel, 77Hz corresponderá a um erro de registro de cerca de 0,6 pixels, próximo a interface ar/tecido ou cerca de 0,5mm. O deslocamento local da posição do corte será de 0,3mm para o pulso de RF utilizado no protocolo de Gray; Redpath; Smith (1998a). Entretanto, o erro atual deve ser bem menor, uma vez que os dois pontos medidos para colocação do implante não estão diretamente em contato com a interface do ar e sim cobertos por mucosa. É válido lembrar que a distorção da imagem será maior em um aparelho de 1T que em um aparelho de 0,2T, porque enquanto a diferença de susceptibilidade relativa permanece a mesma em partes por milhão, a diferença absoluta será cinco vezes maior. Na prática, a força do campo magnético tende a ser discretamente maior em um aparelho de 1T

que em um aparelho aberto de 0,2T, por isso o erro não chega a ser cinco vezes pior (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998a).

2.4.1.1O artefato na IRM para implantes dentários

Distorções dimensionais e perda de sinal também já haviam sido descritas por Devge; Tjellstrom; Nellstron (1997). Para estes autores, quando pacientes com implantes dentários realizam exames por RM, existe a possibilidade de criar artefatos nas imagens. Segundo os autores, existem dois tipos principais de artefatos e ambos estão fortemente relacionados à susceptibilidade magnética do material que está sendo analisado. Estes artefatos são: a distorção dimensional e a perda de sinal. Se os artefatos criados em uma imagem forem muito extensos, o radiologista pode não ser capaz de avaliar o exame corretamente. Implantes que contenham, principalmente, materiais ferromagnéticos, produzem distorções extensas no campo magnético, resultando em grandes artefatos. No entanto, ao redor de implantes não-magnéticos, como os de titânios comercialmente puros, os artefatos tendem a ser limitados a uma estreita área adjacente ao implante. Avaliando pacientes portadores de implantes do tipo Branemark, os autores concluíram que estes poderiam ser examinados por IRM sem risco e com artefatos pequenos.

Hassfeld et al. (2001) afirmaram que imagens por RM podem ser usadas para planejamento pré-inserção de implantes em pacientes edêntulos, porém com restrições locais, que são resultantes de artefatos de metais em mandíbula com dentes e restrições em controles após a inserção de implantes.

Hubáľková et al. (2002) examinaram implantes de titânio quanto ao movimento, aquecimento e artefatos causados por estes, quando submetidos à RM. Estes autores observaram que os implantes dentários têm como desvantagens o fato de causarem artefatos de tamanho e forma variados, o que pode mascarar uma estrutura que seria analisada pela IRM. Contudo, os pacientes portadores destes implantes podem submeter-se a exames por RM, sem risco de deslocamento dos cilindros, aquecimento e lesão do osso adjacente.

2.5. Ressonância magnética na implantodontia

Em um estudo de 1990, Zabalegui e colaboradores propuseram a IRM como método de escaneamento útil para estabelecer a quantidade de estrutura óssea para a colocação de implantes dentários. As imagens de RM mostram detalhes, em cortes seccionais, sobre o osso disponível para inserção segura dos implantes, permite a delimitação da cortical e osso esponjoso para atingir o máximo comprimento e estabilidade do implante e as estruturas vitais como assoalhos do seio maxilar são visualizados claramente (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998b).

Segundo Matteson et al. (1996, p. 367) “a RM não é somente uma modalidade de imagens sem problemas com a dose de radiação, mas também uma possibilidade de analisar a função celular in vivo e de maneira não invasiva”. Porém problemas de distorções dimensionais e interferência de objetos ferromagnéticos podem dificultar o uso da RM para exames pré-operatórios de implantes dentários. Logo, uma das limitações da RM é a distorção dimensional que ocorre quando a homogeneidade do campo magnético sofre distúrbios (ZABALEGUI et al. 1990).

Equipamentos de baixo campo magnético (0.2T) foram, como já descrito, utilizados com a intenção de reduzir as distorções de imagem que os aparelhos de RM, que utilizam altos campos magnéticos, sofrem (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998a). Estes aparelhos de baixo campo magnético apresentaram resultados equivalentes aos de alto campo magnético, com a vantagem de poderem reduzir distorção da imagem causada pela susceptibilidade magnética dos aparelhos de maior campo magnético. Além disso, por serem equipamentos abertos, os aparelhos de baixo campo magnético mostraram-se menos claustrofóbicos que os aparelhos convencionais fechados. (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998a; GARVEY; HANLON, 2002).

São qualidades atribuídas às imagens por RM: a grande capacidade de visualizar e por essa razão evitar as estruturas vitais, durante a cirurgia; o fato das imagens poderem se obtidas em todos os planos, com alta resolução dos tecidos moles normais e alterados; a quase inexistência de artefatos na imagem da interface do osso com o ar, o que não ocorre com a TC. (GRAY. et al., 2003).

Estas qualidades da RM se tornam importantes em exames prévios a procedimentos cirúrgicos, na área adjacente ao canal do nervo alveolar inferior, por exemplo, em que se requer o conhecimento preciso do curso intra-ósseo do feixe vâsculo-nervoso do alveolar inferior. E como descrevem Salvolini, et al. (2002) a TC dental, efetuada com técnica de alta resolução espacial e com software de reconstrução específico, tem um elevado grau de precisão, mas consegue evidenciar somente estruturas ósseas em função do grande grau de mineralização. Portanto, nos sujeitos com descalcificação sistêmica, a localização do canal do nervo alveolar inferior pode se tornar muito difícil, assim como a visualização do feixe vâsculo-nervoso. Já a ressonância magnética consegue demonstrar diretamente as estruturas internas do canal do nervo alveolar inferior, independente do grau de mineralização da parede do canal. (SALVOLINI, et al. 2002).

Embora apresente vantagens como a ausência de radiação e a visualização do canal do nervo alveolar inferior que favoreçam a RM como modalidade de exame pré-inserção de implantes dentários, ao contrário da TC, seu sinal não se origina da atenuação da radiação nos tecidos minerais e isto traz como consequência a dificuldade de estimativa da qualidade óssea pela RM. (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998b). A TC utiliza algoritmos matemáticos para formar a imagem, baseados no fato da radiação X viajar em linhas retas, conseqüentemente os artefatos da TC não estão associados à distorção espacial. Na RM as distorções ocorrem próximas a pinos ferromagnéticos e restaurações odontológicas metálicas em geral. Assim sendo, há a possibilidade de ocorrerem erros nas medidas de comprimento ou angulações devido a estes artefatos. (GRAY, et al. 2003).

Em 2004, Imamura e colaboradores afirmaram que ainda não existem relatos sobre a RM quanto a sua clareza a respeito da morfologia anatômica e sua acurácia dimensional. Portanto, ainda se faz necessária a ampliação do conhecimento dos autores e clínicos sobre a comparação da acurácia dimensional das medidas realizadas em aparelhos de RM de diferentes campos magnéticos com a TC. Hirschmann (1998) refere-se a trabalhos nesta área como um considerável avanço na gama de opções dos implantodontistas, com um efeito benéfico ao paciente, já que o risco associado à radiação ionizante pode ser evitado.

Portanto, o implantodontista, antes de solicitar um exame por RM, deve ponderar as vantagens da RM, o que pretende analisar e esclarecer seu paciente sobre o longo tempo, o desconforto e o custo elevado para se realizar este exame, unido à referenciada dificuldade de se estimar qualidade óssea, uma vez que o sinal de IRM não se origina do componente mineral do osso. (GRAY; REDPATH; SMITH, 1998b; GRAY. et al., 2003) Há o fato de que as imagens por RM podem ser consideradas confusas por aqueles que não estejam familiarizados com elas, pois o osso cortical não apresenta sinal de RM – somente o osso medular; fato este que, na atualidade, os radiologistas já estão acostumados a avaliar. Objetos

metálicos, osso, dente e ar também aparecem escuros, sem sinal, e de difícil diferenciação. (WHAITES, 2003).

2.6 Protocolo de obtenção de IRM no exame pré-inserção de implantes

Desde as primeiras referências sobre IRM e implantes dentários, várias metodologias de trabalho vêm sendo testadas. Zabalegui et al. (1990) utilizaram um aparelho de 1,0T (Siemens MR Scanner Magnetom) com o objetivo de determinar a quantidade de osso disponível. Foram realizadas aquisições axiais para estabelecer uma referência entre a maxila e a mandíbula. Então, cortes paralelos ao plano sagital foram realizados na maxila e na mandíbula, seqüências para a direita e para esquerda do plano sagital mediano. A espessura dos cortes era de 3mm com 2mm de espaçamento entre eles e o tamanho do pixel era de 0,9mm. A distância da cortical óssea a um limite anatômico de outra estrutura foi medida em uma direção ápico-coronal. Nas seqüências coronais, uma outra medida no sentido ápico-coronal foi realizada, assim como também uma medida no sentido vestibulo-lingual/vestibulo-palatal pode ser realizada. A mandíbula e a maxila foram medidas em um mesmo momento em cada corte. As medidas realizadas por RM e TC foram comparadas entre si, exceto na mandíbula, em que o aparelho de TC dos autores não foi adequado para fornecer tais imagens. Na comparação das medidas obtidas, os resultados foram similares entre IRM e TC. Neste estudo, não foram utilizados guias para localizar a posição do corte por RM, a dentição remanescente do paciente serviu de ponto de referência. Porém, os autores aconselham o uso de guias para localização dos cortes em pacientes edêntulos. Embora relatem limitações em

seu estudo eles concluíram que a imagem da RM pode ser um método útil para se estabelecer a quantidade de osso disponível para inserção de implantes.

Como protocolo para a obtenção de imagens, Gray; Redpath; Smith (1996) descreveram uma seqüência de passos com imagens ponderadas em T1 em conjunto com imagens panorâmicas (raios X) para planejar 26 implantes (21 na maxila e 5 na mandíbula) em 12 pacientes. Para facilitar a identificação da região a receber os implantes, eles recomendam a construção de um guia de acrílico ou uma réplica da prótese total do paciente. Com o guia na boca, marcaram as áreas onde se pretendiam colocar os implantes, em seguida, perfurações de 2mm foram realizadas nestas áreas dos guias e preenchidas com solução de Magnevist (Schering AG, Berlim, Alemanha). Segundo os autores, guias similares a estes demonstraram bons resultados na obtenção de imagens em TC, quando preenchidos com guta percha. Para verificar o posicionamento do paciente, um escaneamento inicial de baixa resolução foi realizado nos três planos: axial, coronal e sagital. A imagem sagital foi utilizada para determinar uma série de cortes axiais de alta resolução. Nas tomadas axiais, os cortes que mostram apropriadamente o guia com gadolínio foram selecionados para que a partir deles uma série de imagens sagitais de alta resolução fossem realizadas. Nestas tomadas sagitais, cortes paralelos aos sítios em que se desejavam inserir os implantes foram realizados. Os cortes de alta resolução realizados foram, desta forma, obtidos paralelos aos maxilares e ao ângulo de inserção dos implantes, o que permitiu a medida do osso disponível. Com a possibilidade de se realizar tomadas diretas, nos planos e ângulos desejados, não houve, então, a necessidade de reformatações. Para o primeiro paciente foram utilizadas imagens ponderadas em T1 com seqüência de spin-echo. Os parâmetros foram: TR = 300 a 500ms, TE = 13 a 15ms, FOV = 180 a 200mm, matriz 256X256, espessura de corte = 3 a 6 mm, sobreposição de 0 a 10% e tempo total de aquisição de 2 a 4 minutos. Nos pacientes subsequentes, os autores utilizaram um protocolo de *fast spin-echo* para reduzir o tempo de

escaneamento. O aumento da velocidade do pulso permite o uso de uma matriz maior e, conseqüentemente, uma resolução espacial melhor, em um tempo praticamente igual ao anterior. Os parâmetros de imagem com pulso *fast spin-echo* foram: TR=600ms, TE=12ms, FOV=290mm, matriz 384X512 pixels e tempo de aquisição de 2minutos e 37segundos. Portanto, dependendo do número de implantes planejados, o tempo total de escaneamento é geralmente menor que 30minutos. Imagens panorâmicas foram realizadas em cinco pacientes (sem guias) com a finalidade de comparação. O comprimento dos implantes colocados foi ditado pelas medidas de osso disponível, assim como a escolha dos sítios de implante e angulação dos implantes que foram obtidas em relação aos guias de acrílico. As medidas foram realizadas, utilizando um paquímetro eletrônico na tela do computador. Após o exame, o guia de acrílico pode servir como guia cirúrgico e facilitar ao cirurgião a localização das áreas a se colocar os implantes e a angulação que deve ter estes implantes. Segundo os autores, o guia de acrílico permite que as áreas visualizadas por IRM sejam identificadas com precisão durante a cirurgia. Seguindo este protocolo, Gray; Redpath; Smith (1996) concluíram que a IRM pode fornecer ao cirurgião confiança para operar em áreas nas quais a radiografia panorâmica não seria capaz de identificar com acurácia a posição de estruturas vitais relacionadas ao sítio do implante.

Quando se pensa em uma modalidade de imagem para diagnóstico prévio a inserção de implantes, o alto custo dos exames de ressonância magnética aparece como um dos motivos para a não utilização deste exame em substituição a TC. Gray; Redpath; Smith (1998a), em um trabalho em que avaliaram a utilização de aparelho de RM de baixo campo magnético (0,2T) para a análise do osso disponível para inserção de implantes, relataram que tais aparelhos apresentam um custo capital de aproximadamente metade dos aparelhos de 1,0T. Neste estudo, onze pacientes foram examinados com o auxílio de aparelhos de baixo campo magnético (Open Viva, Simens AG, Alemanha) e de forma que um total de dezenove

sítios de implantes foram analisados (treze maxilares e seis mandibulares). Estes aparelhos são abertos e são mais silenciosos que os aparelhos convencionais, por isso podem ser menos claustrofóbicos, fatores que podem contribuir para a aceitabilidade do paciente ao exame. Como descritas no trabalho anterior, Gray; Redpath; Smith (1996), guias de acrílico foram utilizadas para verificar o posicionamento do paciente e um escaneamento inicial de baixa resolução foi realizado nos três planos: axial, coronal e sagital. A imagem sagital foi utilizada para determinar uma série de cortes axiais de alta resolução. Para as imagens ponderadas em T1, de alta resolução, utilizaram-se pulsos de *fast spin-echo* com os seguintes parâmetros: TR=620ms, TE=24ms, FOV=200mm, matriz = 252X256 pixels, espessura de corte de 4mm, sobreposição de 4,0mm e tempo total de aquisição de 5 minutos e 16 segundos. Em todos os onze pacientes houve clara identificação do nervo alveolar e assoalho do seio maxilar, permitindo a inserção dos implantes com segurança. O fácil delineamento do osso medular permitiu a ancoragem segura dos implantes no osso cortical. Segundo os autores, as imagens as quais se utilizaram de aparelhos de baixo campo (0,2T), obtiveram qualidade comparável às de seu trabalho anterior com um aparelho de 1,0T, em que todas as estruturas relevantes foram visualizadas.

A acurácia de medidas realizadas em imagens por RM foi comparada com a acurácia de medidas em TC e em peças anatômicas por Nasel et al. (1999). Seis cabeças de cadáveres foram examinadas por RM, por TC e depois dissecadas para obtenção de medidas diretas. As medidas, nos cortes transversais (seccionais), foram obtidas nas seguintes direções: o longo eixo vestibulo-lingual, longo eixo ápico-basal, a distância do topo do forame mental ou canal do nervo alveolar inferior ao topo da crista alveolar, a distância da cortical inferior do canal do nervo alveolar inferior ou da cortical inferior do forame mental à basilar da mandíbula e o diâmetro do osso cortical na crista alveolar. Para o exame de TC da mandíbula foram realizados quarenta cortes axiais com espessura de 1,5mm e sobreposição de 0,5mm. A

angulação dos cortes axiais foi paralela ao plano oclusal e uma janela de alta resolução para tecido ósseo foi utilizada. Para o exame de RM imagens de alta resolução ponderadas em T1 foram realizadas, utilizando uma sequência de gradiente-eco turbo e supressão de gordura, com parâmetros de TR 6.2 e TE de 20, com ângulo de precessão de 31° , um FOV de 120mm e um matriz de 128X128-voxel. A espessura de corte foi de 1mm com sobreposições de 50% e o tempo de exame para 101 cortes foi de aproximadamente 6,2 min. Um pulso de supressão de gordura foi introduzido na sequência para minimizar o sinal da gordura medular. Toda mandíbula foi examinada em um único momento, utilizando-se uma antena para pescoço em um aparelho de 1,0T. Tanto as imagens por RM, quanto as por TC foram reformatadas em uma *workstation* com reconstruções panorâmicas e cortes transversais, utilizando o software(EasyVison, Version 2.1 MR e CT, Philips, Holanda). As medidas foram realizadas nas imagens reformatadas, comparadas entre si e com a medida direta nas estruturas dissecadas. “A exata correlação anatômica entre os cortes seccionais dos espécimes e os cortes seccionais das reconstruções de RM e TC foram estabelecidas por um anatomista e um radiologista antes das medidas serem realizadas”. (NASEL et al. 1999, p.1222). Todos os comprimentos foram determinados em milímetros e os resultados de cada técnica foram acessados, independentemente, por cada observador. Dois pontos de medidas foram estabelecidos em cada quadrante da mandíbula. O primeiro foi realizado no corte transversal do forame mental, e o segundo a 15mm para posterior e em cada uma dessas localizações as medidas foram realizadas. As diferenças entre a comparação das medidas nas regiões correspondentes dos espécimes da TC e da RM foram calculadas da seguinte forma: medida na peça menos medida correspondente na RM; medida na peça menos medida correspondente na TC e medida na RM menos medida na TC. A média e o erro padrão foram calculados e a significância das diferenças entre as medidas comparadas foi testada, utilizando uma análise de variância (ANOVA). Na comparação das medidas na peça com as medidas na RM

verificou-se uma forte correlação linear para todas as distâncias ($r > 0,985$; Pearson) e na comparação das médias do grupo de medidas por RM com as médias do grupo de medidas diretas nas peças não se observou diferença estatisticamente significativa ($p = 0,05$). As medidas em TC também apresentaram forte correlação linear para todas as distâncias ($r > 0,984$) e na comparação das médias do grupo de medidas por TC com as médias do grupo de medidas diretas nas peças não se observou diferença estatisticamente significativa ($p = 0,05$). Na correlação entre as medidas por RM e as medidas por TC verificou-se uma forte correlação linear entre ambas para todas as medidas, inclusive no diâmetro do córtex ($r > 0,911$); a diferença média entre a RM e a TC foi de $-0,32 \pm 0,85$ mm (média \pm desvio padrão, diferença calculada como RM menos TC); na comparação das médias, dos grupos das medidas correspondentes, não se verificou diferença estatisticamente significativa entre os métodos de imagem e medidas diretas na peça ($p = 0,05$). Desta forma, o resultado das medidas obtidas por RM é comparável ao resultado das medidas por TC e ambas não são estatisticamente diferentes das medidas diretas das estruturas. Portanto, para estes autores, a IRM é, através deste protocolo, uma alternativa para TC na realização de imagens na região da arcada dentária.

Um estudo dividido em duas partes, uma *in vitro* e a outra clínica, foi realizado por Markiewicz et al.(2000). Neste trabalho, os autores avaliaram a utilização de IRM no planejamento pré-cirúrgico de implantes dentários. Para a parte *in vitro* do estudo, 04 cabeças de cadáveres foram examinadas. Guias de localização foram confeccionados e preenchidos com marcadores, esses marcadores foram colocados bilateralmente na região de caninos e segundos pré-molares, tanto na maxila quanto na mandíbula. Como marcador para TC foi utilizado a guta-percha. Para os exames com um aparelho de RM de 2,0T, em princípio foram utilizados marcadores Omnisccan em 04 sítios e Magnevist em outros 04 sítios. Mas, os autores consideraram estes marcadores insatisfatórios para a visualização dos guias e, por

isso, foram substituídos por gordura animal. Neste trabalho experimental, a visualização do osso mandibular e maxilar foi inteiramente possível, assim como a possibilidade de realizar cortes transversais e medir o osso esponjoso e cortical. As imagens obtidas permitiam medições da altura do processo alveolar em seu longo eixo e, onde foi possível, estas medidas eram realizadas ao longo do eixo do marcador do guia. Em seguida a largura do processo alveolar foi medida em uma altura pré-estabelecida. As medidas foram realizadas com o auxílio de um software, disponível na unidade, por dois especialistas em prótese e dois especialistas em radiologia. Os resultados foram estatisticamente analisados pelo teste t de Student. Na parte clínica do estudo, nove pacientes foram submetidos a TC e a RM. A largura e a altura óssea foram medidas de acordo com o método descrito no exame experimental. O estudo *in vitro* revelou uma concordância significativa, nos resultados de IRM com os valores reais, para a mandíbula. Na maxila, esses resultados tiveram menor acurácia, com uma tendência à subestimação. Este fato os autores atribuem à baixa qualidade óssea e acentuada reabsorção da maxila edêntula. No entanto, no estudo clínico, esta tendência não é evidente, principalmente na porção anterior da maxila dos pacientes jovens. Os autores ressaltam a excelente visualização do canal nervo alveolar inferior, tanto no estudo clínico quanto no *in vitro*. Como desvantagem, a incapacidade de medidas precisas da espessura do osso cortical, tanto nas imagens por RM quanto nas imagens por TC. Outro dado importante é a escolha do tamanho apropriado do pixel e o aumento da imagem para o estudo. Os autores relatam que um aumento excessivo do pixel pode levar a perda de acurácia das medidas, a acurácia do qual em muitos casos não deve exceder 1mm. Contudo, uma diminuição excessiva do pixel pode levar a um sinal fraco e baixa qualidade de imagem. Neste estudo os autores utilizaram um pixel de 0,6mm como um valor satisfatório na opinião deles. Quanto à ampliação das imagens, se esta for excessiva, pode causar perda de qualidade na visualização das estruturas anatômicas e pode resultar em um diagnóstico incorreto. Markiewicz et al. (2000) concluíram

que a aplicação de IRM em pré-operatórios de implantes é difícil por causa da falta de softwares dedicados a tal observação. Mas é possível obter imagens perpendiculares ao processo alveolar que tenham valor diagnóstico.

Gray. et al. (2001) descreveram o uso de RM para o controle de 3 meses do pós-cirúrgico de um levantamento de seio maxilar, para posterior colocação de implantes. Neste caso, os autores relataram o uso de um aparelho para RM de baixo campo magnético de 0,2T (Open Viva, Siemens AG, Erlangen, Germany). Imagens ponderadas em T1 foram realizadas para que se obtivessem cortes axiais de alta resolução e em planos paralelos (quase-sagitais) e planos em ângulos retos (quase-coronais) da região em que o enxerto ósseo foi realizado. Antes de realizar as imagens, o paciente recebeu uma injeção de Magnevist intravenoso (0,2ml por Kg) para auxiliar no delineamento da periferia, o gadolínio é utilizado para intensificar a visibilidade de tecidos como a mucosa e mucoperiósteo em imagens ponderadas em T1. A medida da altura óssea foi realizada em três pontos na área edêntula. Como a interface entre o osso enxertado e o osso previamente existente pôde ser claramente delimitada, a altura óssea, pré-enxerto e pós-enxerto, foi realizada nos mesmos três pontos da área edêntula. Medidas da altura óssea pré-cirúrgica foram também realizadas em imagem de radiografias panorâmicas. Sete meses após o levantamento de seio foram colocados três implantes na região. A localização dos implantes foi confirmada, posteriormente, por uma radiografia panorâmica. O comprimento dos implantes utilizados confirmou a altura óssea visualizada nas IRM da área do implante. Portanto, para estes autores, o uso de IRM, no exame de sítios de enxertos em cicatrização, nos permite o ganho significativo de informação sem o uso de radiação ionizante e permite o exame tomográfico completo da região do levantamento de seio maxilar.

Salvolini et al.(2002) avaliaram a possibilidade da utilização de IRM, na implantodontia, como forma de identificar o nervo alveolar inferior. Foram realizadas

imagens de RM em dez pacientes sendo: cinco voluntários “sadios” e cinco pacientes que apresentavam algum problema como dificuldade de visualização do canal na TC ou inclusão do terceiro molar. Estes pacientes foram examinados por um aparelho de 1.0T e usando uma antena para cérebro. Foram realizadas, em todos os pacientes, duas aquisições das seqüências T1 spin-eco (TR=500ms, TE=14ms), T2 gradiente-eco (TR=750ms, TE=22.9ms) e T2 turbo spin-eco (TSE) (TR=3900ms, TE=120ms), tanto paralelo quanto perpendicular à porção horizontal da mandíbula, com espessura de 3mm. A reprodutibilidade da técnica de imagem e a identificação repetida das estruturas foram confirmadas. Como resultado, medidas puderam ser realizadas, as quais tiveram acurácia demonstrada como sendo compatíveis com as requeridas no planejamento cirúrgico. Nenhuma distorção significativa foi encontrada. Em todas as seqüências por RM, o canal e o feixe vículo-nervoso do alveolar inferior foram claramente identificados. A difícil visibilidade da cortical óssea, na área de rebordo alveolar, foi considerada uma limitação para a realização das medidas. Segundo os autores, os dados de sua pesquisa, embora limitados, estão de acordo com os estudos mais recentes da literatura, sugerindo que as IRM podem ser utilizadas no planejamento de implantes dentários, particularmente em casos de inadequada definição do canal do nervo alveolar inferior na TC.

Baseados na afirmação de que a TC é efetiva no diagnóstico para inserção de implantes, mas alegando como desvantagem a exposição do paciente a altas doses de raios X e a dificuldade de detectar o canal do nervo alveolar inferior em alguns casos, Imamura et al. (2004) realizaram um estudo comparativo entre TC e IRM. Neste estudo foram examinadas imagens de RM e TC e comparadas quanto a sua habilidade para detecção do canal do nervo alveolar inferior e acurácia dimensional em suas imagens transversais, da região posterior da mandíbula. Foram selecionados randomicamente 11 pacientes do sexo feminino que se submeteriam a TC para inserção de implantes, para realizar também exames de RM. A idade média das pacientes foi de 59 anos e tinham ao menos uma região edêntula da mandíbula, na

porção posterior (na região de molares direito ou esquerdo). Dezenove sítios edêntulos foram examinados com TC e IMR. Guias de acrílicos com pinos de titânio foram construídos para os pacientes realizarem o exame TC. Com o plano oclusal no padrão, a TC foi realizada (Lemage Supreme CT scanner) e as imagens das secções, nas quais os marcadores eram claramente identificados, foram escolhidas para a obtenção de dados. Linhas perpendiculares à linha da arcada dentária foram realizadas em um intervalo de 2mm e reconstruções multiplanares foram efetuadas com o software Dentascan (GE, Yokogawa). Em um segundo momento, os pinos de titânio foram substituídos por uma geléia de petróleo e vaselina para que o guia de acrílico servisse para a realização da ressonância magnética. Imagens ponderadas em T1 foram realizadas com um aparelho 1.5T (MAGNEX 150, Shimadzu corporation, Kyoto, Japão) os parâmetros utilizados foram: TR de 500ms, TE de 15ms, FOV de 150 por 260mm, MAT de 256x256, e obtenção dupla. Baseados no plano horizontal em que os marcadores apresentavam melhor visualização, cortes seccionais foram realizados com espessura de 2.5mm, perpendiculares ao arco dental e com sobreposição de 0.5mm. Dois observadores, protesistas, um com quatro anos de experiência e outro com vinte sete anos de experiência, analisaram as imagens em duas sessões cada, com um intervalo de uma semana entre cada sessão. Uma escala de 0 a 2 foi utilizada para medir a identificação clara do canal(2), identificação duvidosa(1) e não identificação do canal(0). Realizou-se um teste Kappa intra e interobservador quanto aos métodos de imagem TC e RM. A TC não detectou o canal em 11 dos 19 cortes da região de 1º molar e em 2 dos 19 cortes da região de segundo molar. No entanto, a RM detectou o canal em todos os 19 cortes. A região do segundo molar foi escolhida para avaliar a acurácia dimensional dos cortes transversais da mandíbula na TC e na RM em dezessete sítios de nove pacientes, nos quais o canal pode ser detectado pela TC (escores 1 e 2). A ampliação da imagem utilizada foi de 1:1 na TC e de 1:2 na IRM. Linhas perpendiculares foram desenhadas do centro do canal à crista alveolar, ao bordo inferior da

mandíbula, ao bordo bucal da mandíbula e ao bordo lingual da mandíbula. Estas linhas foram medidas com um paquímetro plástico e o resultado convertido em valores reais. Para análise intra e extra-observador, da detecção do canal, foi utilizado um índice Kappa Cohen's. A diferença entre a TC e RM em termos da região de primeiro e segundo molar foi analisada pelo teste Mann-Whitney U. As distâncias do centro do canal às bordas da mandíbula foram examinadas pelo teste t de Student para amostras pareadas. A correlação das distâncias foi examinada pelo coeficiente de Pearson. Para a detecção do canal do nervo alveolar inferior a IRM mostrou-se significativamente melhor que a TC tanto na região de primeiro molar, quanto na do segundo molar ($p < 0,001$ e $p = 0,0003$ respectivamente). Quanto ao posicionamento do canal em relação aos bordos da mandíbula, não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas realizadas ($p > 0,05$) e houve uma forte correlação entre a TC e IRM ($r \pm 0,868$), indicando que o canal do nervo alveolar inferior é visualizado praticamente na mesma posição na TC e na RM e sugerindo que a IRM oferece acurácia dimensional. No entanto, os autores chamam a atenção para o fato de que a RM foi realizada com um nível de resolução de 1mm e a TC com um nível de resolução de 0,3 a 0,5mm. E, embora os níveis de resolução fossem menores na RM que na TC, a RM foi útil no diagnóstico prévio à inserção de implantes onde o nível de avaliação requerido seja de 1mm. Assim sendo, os autores concluem que a IRM é um método alternativo para o diagnóstico prévio à inserção de implantes na região de molares inferiores.

2.7 Formas de identificação do sítio anatômico onde serão realizadas as medidas prévia a inserção de implantes

No estudo realizado por Zabalegui et al. (1990), a exata localização do corte em que seriam realizadas as medidas para inserção do implante, foi determinada pela dentição remanescente do paciente. No entanto estes mesmos autores introduziram a necessidade de localizar mais especificamente o corte onde se realizam as medida, quando afirmaram que em pacientes edêntulos seria desejável ter um guia para localizar cada corte.

Em um trabalho de Gray; Redpath e Smith (1996), os autores descrevem a utilização de guias de acrílico para localizar a área onde se deseja inserir o implante. Para estes autores, a utilização do acrílico é recomendável, uma vez que este não é um material condutor de eletricidade, nem um material ferromagnético; portanto, ele aparecerá como uma área escura ou sem sinal. Com o guia na boca, os autores recomendam que sejam marcadas as áreas onde se pretende colocar os implantes, em seguida, perfurações de 2mm sejam realizadas nestas áreas dos guias e preenchidas com solução de Magnevist (Schering AG, Berlim, Alemanha). Esta substância é normalmente usada como contraste intravenoso para IRM e contém gadolínio, uma substância paramagnética que é facilmente visível em imagens ponderadas em T1.

Hassfeld et al. (2001) também relataram o uso de guias de acrílico com solução de gadolínio para localização do sítio de implante e de sua angulação.

Contudo, quando se procura correlacionar um sítio de implante, em duas modalidades de exames diferentes, por exemplo, na TC e na RM, deve-se buscar uma maneira de identificar o mesmo local, nas duas modalidades de imagens, nas condições mais similares possíveis. Na literatura, encontramos várias formas de fazê-lo e algumas destas formas são: o uso de guias para localização (MARKIEWICZ et al. 2000; IMAMURA et al. 2004), o auxílio de pessoas com conhecimento e experiência para correlacionarem a anatomia, (NASEL et al. 1999) e a utilização de softwares de realinhamento de imagens para correlacionar a anatomia (ABDALA, 2005).

2.7.1 Métodos de identificação do mesmo sítio de implante - por meio da correlação anatômica com auxílio de guias - em imagens de TC e RM

Imamura et al. (2004) utilizou guias de acrílicos com pinos de titânio para os pacientes realizarem o exame TC. Com o plano oclusal no padrão, a TC foi realizada e as imagens das secções, nas quais os marcadores eram claramente identificados, foram escolhidas para a obtenção de dados. Linhas perpendiculares à linha da arcada dentária foram realizadas em um intervalo de 2mm e reconstruções multiplanares foram efetuadas. Em um segundo momento, os pinos de titânio foram substituídos por uma geléia de petróleo e vaselina para que o guia de acrílico servisse para a realização da ressonância magnética. Imagens ponderadas em T1 foram realizadas com um aparelho 1.5T e baseados no plano horizontal onde os marcadores eram visualizados, cortes seccionais foram realizados com espessura de 2.5mm, perpendiculares ao arco dental e com sobreposição de 0.5mm. Dois observadores (protesistas) analisaram as imagens em duas sessões cada, com um intervalo de uma semana entre cada sessão e os dados foram estatisticamente comparados.

2.7.2 Métodos de identificação do mesmo sítio de implante - por meio da correlação anatômica realizada pela experiência prática - em imagens de TC e RM

Nasel et al. (1999) estabeleceram a correlação anatômica entre os cortes seccionais e a peça anatômica com o auxílio de um anatomista e um radiologista antes de realizarem as medidas. As medidas para comparação entre as imagens de TC, RM e a peça dissecada foram obtidas em todos os quadrantes da mandíbula, no corte correspondente ao forame mental e 15mm para posterior deste.

2.7.3 Métodos de identificação do mesmo sítio de implante - por meio da correlação anatômica por softwares de realinhamento de imagens - em imagens de TC e RM

Para que se possa analisar a acurácia das medidas realizadas nas IRM em relação às medidas realizadas em TC, é necessário que as medidas sejam realizadas no mesmo local a fim de que possam ser comparadas. Abdala (2005) afirmou que a necessidade de registro de imagens decorre do fato de que a obtenção de uma imagem pode ser efetuada em diferentes momentos, sob diferentes perspectivas, a partir de diferentes ou de um mesmo, dispositivo de captura com calibração diferente. Tais possibilidades geram um problema, quando se deseja analisar em conjunto as informações de diferentes exames, em busca de informação complementar.

Segundo Abdala (2005 p. 49) “o registro de imagens é uma subárea do processamento digital de imagens em que se tem como objetivo final, maximizar o grau de correlação entre duas imagens. Em geral, a tarefa de registrar imagens refere-se ao processo de encontrar uma função de mapeamento composta por transformações geométricas, de forma que, ao aplicar tal função de mapeamento em uma imagem, seja possível mapear os seus pixels, aos pixels da outra. O resultado final obtido é um alinhamento espacial das imagens, em que a correlação da informação intrínseca das imagens seja maximizada”. (Figura – 1)

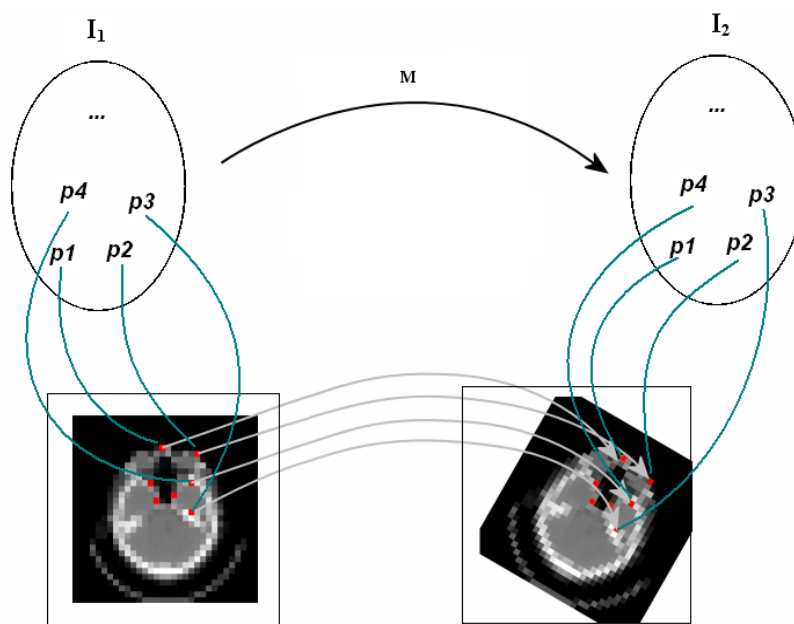


Figura 1 - Exemplo esquemático do processo de registro de imagens.

Fonte: ABDALA, 2005.

Segundo Brown (1992 apud ABDALA, 2005, p.51), registro de imagens pode ser definido como um mapeamento entre duas imagens, tanto no que se refere à localização espacial, quanto no que se refere à intensidade dos valores de pixel.

Para o registro das imagens e realinhamento das mesmas foi utilizado, no presente estudo, o software *Medstation*. Este software foi desenvolvido junto ao Labmed (Laboratório do Departamento de Informática e Estatística - UFSC) pelo mestre em Ciências da Computação Daniel Duarte Abdala e adaptado para o estudo pelo graduando em Ciências da Computação Rafael Bertoldi em 2005. As comprovações matemáticas que atestam a eficiência do software no realinhamento das imagens de TC e RM encontram-se no trabalho de conclusão de curso do aluno Rafael Bertoldi.(BERTOLDI, 2005)

3 PROPOSIÇÕES

3.1 Hipótese

A tomografia computadorizada e a ressonância magnética exibem o mesmo desempenho como método de imagem para a realização de medidas lineares nos processos alveolares da maxila e da mandíbula.

3.2 Objetivo

Comparar as medidas realizadas em imagens por ressonância magnética com as medidas realizadas em imagens por tomografia computadorizada por meio de um software de realinhamento de imagens.

4. PACIENTES, MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Delineamento

Estudo transversal, descritivo e comparativo sob o paradigma quantitativo (FLETCHER; FLETCHER; WAGNER, 1996).

4.2 Aprovação do protocolo de pesquisa

O protocolo do presente estudo foi apreciado e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (ANEXO A).

4.3 *Caracterização da amostra*

A amostra foi constituída por quatro pacientes entre 51 e 60 anos de idade, um do sexo masculino e três do sexo feminino, provenientes do Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (CEPID) da Universidade Federal de Santa Catarina.

Foram obtidas 20 medidas lineares de altura óssea da região posterior nos quatro pacientes e 04 medidas da região anterior de três pacientes, em cada modalidade de exames.

Obteve-se, portanto, um total de 80 medidas lineares da região posterior e 12 medidas lineares da região anterior em cada modalidade de exame, tomografia computadorizada e ressonância magnética nuclear.

4.3.1 Critérios de inclusão e exclusão dos pacientes

Para ser incluído na amostra, cada paciente deveria ser edêntulo, em pelo menos um hemi-arco, bem como apresentar indicação para tratamento odontológico por meio de implantes dentários que justificasse a necessidade de tomografia computadorizada.

A presença de elementos dentários nos quatro hemi-arco ou a presença de qualquer alteração de saúde que contra-indicasse a realização de exames como a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética constituíram os critérios de exclusão.

Só foram incluídos na amostra aqueles indivíduos que, depois de esclarecidos sobre os objetivos e procedimentos do estudo, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE A).

4.4 Procedimentos para a aquisição das imagens

Cada paciente foi submetido à realização de um exame de TC e um exame de RM , sendo que em três pacientes foram escaneadas as maxilas e em um a mandíbula.

4.4.1 Tomografia computadorizada

Os exames de TC foram realizados em um aparelho Picker International, Inc. de acordo com o seguinte protocolo: foram realizados cortes de 1mm de espessura com intervalo de 1mm, a angulação dos cortes axiais foi paralela ao plano oclusal do paciente e as imagens visualizadas em uma janela para osso de 3200 e com nível de 400 na escala Hounsfield. O FOV utilizado foi de 140 mm e a matriz de 512x512 pixels.

4.4.2 Ressonância magnética

Para os exames de RM, os pacientes foram examinados em um aparelho Picker International, Inc. de 1,5T. Imagens ponderadas em T1 e em T2 foram realizadas, no entanto somente as imagens ponderadas em T1 foram selecionadas para serem examinadas, uma vez que a literatura relata tais imagens como mais apropriadas para visualizar anatomia (GRAY; REDPATH; SMITH, 1996). Foi utilizada uma sequência com 150 cortes sagitais, sem intervalos e com espessura de 1mm, de acordo com o seguinte protocolo: uma sequência de pulsos com TE de 15ms e TR de 35ms, *FlipAngle* de 30 e uma matriz de 256X256 pixels.

4.4.3 Método de localização do mesmo sítio anatômico nas imagens de TC e RM

Uma vez obtidas as imagens de TC e RM, estas foram para uma *Workstation* e transformadas em um volume 3D. Este volume foi reformatado em cortes axiais, coronais e

sagittais, utilizando o software *Medstation*, para que as imagens de TC e RM fossem submetidas a um realinhamento. Para tanto, pelo menos três pontos anatômicos de cada paciente foram selecionados nas imagens de TC e correlacionados aos mesmos pontos nas imagens de RM. Os pontos anatômicos utilizados foram a espinha nasal posterior, a ponta dos ossos nasais e a ponta do nariz (Figura – 2). O conjunto de pontos para realinhamento das imagens foi obtido 10 vezes em cada paciente e destes 10 conjuntos o que apresentasse menor erro, quando avaliado o Erro Mínimo Quadrático (LMS), foi selecionado para o realinhamento (BESL; MCKAY, 1992). Assim, o software foi capaz de realinhar as imagens no espaço e desta forma o volume 3D do exame de TC e o volume 3D do exame de ressonância magnética foram posicionados de maneira similar. Os volumes passaram, então, a uma segunda etapa onde estes estavam posicionados de maneira similar no espaço.

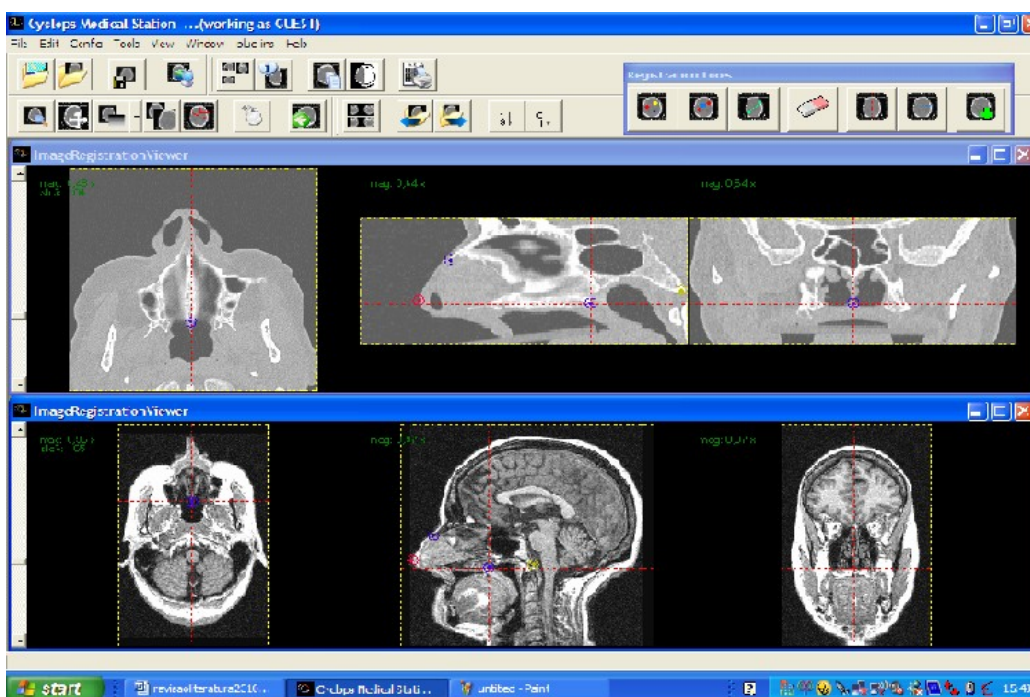


Figura 2 - interface do software utilizado para o realinhamento, com os pontos selecionando nos locais correspondentes na ressonância magnética e tomografia computadorizada.

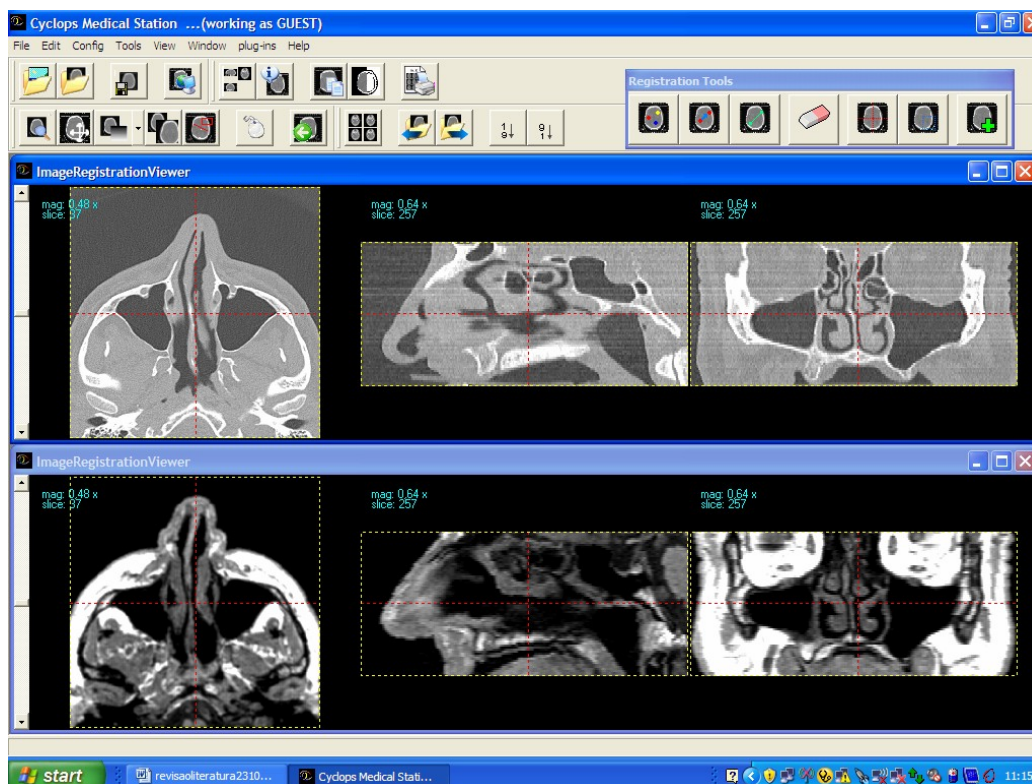


Figura 3 - interface do software após o realinhamento, com os cortes próximos do correspondente na ressonância magnética e tomografia computadorizada.

Nesta segunda etapa, novas reformatações axiais, coronais e sagitais foram realizadas, no entanto, agora, os cortes eram praticamente correspondentes e as medidas foram realizadas com as inclinações de cabeça e o local das medidas o mais similar possível, nos dois exames (Figura – 3).

4.5 Critérios para a realização das medidas lineares

As imagens de TC e RM foram avaliadas no formato digital e apresentadas ao observador em um notebook HP - Intel Celeron M, com um monitor 15 polegadas colorido de

resolução 800 x 600 pixels. O pixel das imagens de TC e RM após o realinhamento apresentou o tamanho de 0,3 mm (0,2734375 mm). O notebook foi colocado em um ambiente com pouca luminosidade, sem qualquer tipo de luz ou sombra no monitor, sendo que o observador ficava a uma distância de aproximadamente 30cm do mesmo. As imagens foram observadas em tamanho 100%, operando o software *Medstation*.

4.6 Calibração do observador

Para calibração realizaram-se vinte medidas lineares da altura óssea em dois pacientes, portanto quarenta medidas lineares de TC e RM foram realizadas em dois momentos diferentes. Estes momentos tiveram uma semana de intervalo e os resultados foram submetidos ao teste de Erro de Dalberg, a fim de avaliar o poder de reprodução destas medidas. Na análise do Erro de Dalberg, seguiram-se os estudos de MIDTGARD; BJÖRK; LINDER-ARONSON (1974) e HOUSTON (1983), sugerindo que, de modo ideal a variância do erro não deve exceder 3% da variância total. Nos casos em que a variância do erro for maior que 10%, a mensuração seria imprópria. Observado que tanto via tomografia computadorizada, quanto via ressonância magnética, o Erro de Dalberg não ultrapassou 3%, passou-se para a realização das medidas das imagens para comparação em TC e em RM.

4.7 Obtenção das medidas

Foram obtidas 20 medidas de altura óssea da região posterior dos quatro pacientes e 04 medidas da região anterior de três pacientes, em cada modalidade de exames. Na região posterior da arcada, o longo eixo do processo alveolar foi medido nos mesmos cortes coronais para TC e para a RM, o local onde se verificava o maior comprimento vertical do osso alveolar, em cada exame, foi escolhido para que se medisse desde sua cortical superior até sua cortical inferior (Figura – 4). Na maxila mediu-se da cortical alveolar até o assoalho do seio maxilar. Na mandíbula mediu-se da cortical alveolar até a basilar inferior da mandíbula

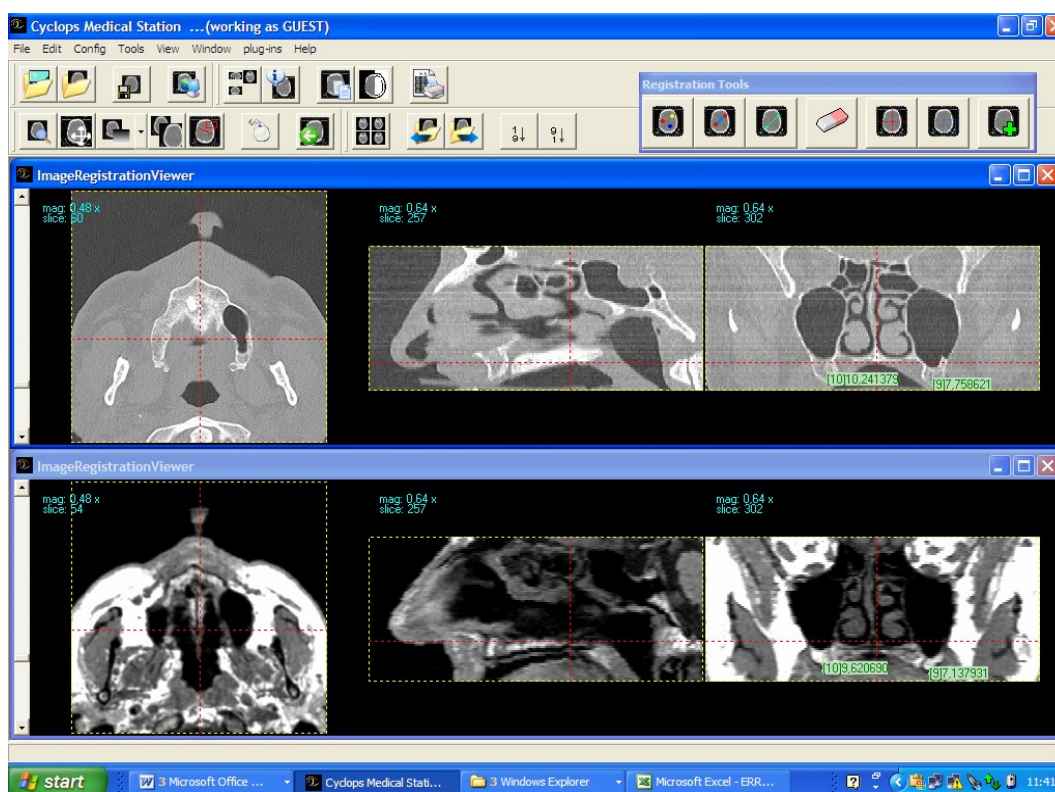


Figura 4 - interface do software após a realização das medidas posteriores, com os cortes próximos do correspondente na ressonância magnética e tomografia computadorizada.

Na região anterior da arcada, não foi possível realizar medidas em um dos pacientes devido ao excesso de reabsorção do processo alveolar deste paciente. Nos outros três pacientes foram realizadas quatro medidas em cada modalidade de exame, apesar destes pacientes também apresentarem reabsorção óssea acentuada. Para tanto, foi selecionado a

imagem coronal com a anatomia correspondente nas duas modalidades de exame e determinado, nesta imagem coronal, o corte sagital onde foram realizadas as medidas em TC e RM (figura – 5). Selecionado o corte sagital, partiu-se para analisar a imagem sagital e localizar, nesta imagem, o corte coronal que havia sido determinado no primeiro momento. Então, na imagem sagital foi medida a altura do processo alveolar sobre o local correspondente ao corte coronal. Este processo de localização do corte sagital sobre a imagem coronal e análise da imagem sagital com medição sobre o corte coronal original foi realizado quatro vezes em cada paciente, sempre na mesma imagem coronal e variando os cortes sagitais. Na maxila mediu-se da cortical alveolar até o assoalho da cavidade nasal. Na mandíbula mediu-se da cortical alveolar até a basilar inferior da mandíbula.



Figura 5 - interface do software após a realização das medidas na região anterior, com os cortes sagitais correspondentes na ressonância magnética e tomografia computadorizada.

As medidas nas imagens de tomografia computadorizada e de ressonância magnética foram realizadas em momentos distintos para que não houvesse comparação dos valores

durante o processo de obtenção de dados. Uma vez realizadas as medidas em cada modalidade de exame, estas foram pareadas em uma planilha e submetidas à análise estatística. (APÊNDICE-B)

4.8 Métodos estatísticos

Para comparar os resultados da altura do processo alveolar obtida por meio de tomografia computadorizada e ressonância magnética, empregou-se o teste t de Student para amostras pareadas, que é utilizado quando as observações de duas populações de interesse são coletadas em pares sobre o mesmo sítio, para cada um dos dois métodos, que no presente estudo são as medições da altura óssea obtidas por meio de tomografia computadorizada e de ressonância magnética, obtendo-se, assim, amostras denominadas dependentes ou pareadas. O teste da hipótese H_0 de que a média da distribuição das diferenças (μ_D) entre um e outro método de medição é igual a zero baseia-se na estatística de teste (WERKEMA, 1996):

$$t_o = \frac{\bar{D}}{\frac{s_D}{\sqrt{n}}}, \quad (1)$$

em que

$$\bar{D} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n D_i \quad \text{é a média da amostra das diferenças;}$$

$$s_D = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (D_i - \bar{D})^2} \quad \text{é o desvio padrão da amostra das diferenças;}$$

D_i = diferença entre os dois métodos, para a radiografia i;

n = tamanho da amostra das diferenças.

A hipótese $H_0: \mu_D = 0$ deverá ser rejeitada se: $t_o > t_{\alpha/2; n-1}$ ou $t_o < -t_{\alpha/2; n-1}$.

Para realizar o teste t de Student é necessário que a variável – medições da altura óssea – apresente uma distribuição normal (Curva de Gauss), por isso previamente ao teste de amostras pareadas foi realizado um teste de normalidade de Shapiro-Wilk.

Para avaliar a correlação entre as medidas realizadas nas imagens por tomografia computadorizada e nas imagens por de ressonância magnética foi utilizada a correlação de Pearson (r).

5 RESULTADOS

5.1 Calibração

Na primeira parte das análises, os resultados obtidos para avaliar a reprodutibilidade do observador são apresentados na tabela 1, Observou-se, tanto via tomografia quanto via ressonância magnética, uma reprodutibilidade ideal ($> 97\%$) segundo Houston (1983) e Midtgard; Björk; Linder-Aronson (1974).

Tabela 1

Resultados da variância total, variância do erro, Erro de Dalberg, coeficiente de confiabilidade para a variável altura do processo alveolar obtida por ressonância magnética e por tomografia computadorizada. Florianópolis, 2006.

APARELHO	VARIÂNCIA TOTAL St^2	VARIÂNCIA ERRO Se^2	ERRO DE DALBERG (%)	COEF. CONFIAB. (%)
Tomografia	2,8670	0,0858	2,9914	97,0086
Ressonância	3,1044	0,0804	2,5912	97,4088

5.2 Medidas totais

Os resultados obtidos da comparação entre as medidas realizadas em tomografia computadorizada e em ressonância magnética são apresentados nas tabelas 2,3 e 4. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as medidas realizadas em TC e em RM ($p > 0,05$) e verificou-se uma forte correlação entre as mesmas ($r = 0,8346$).

Tabela 2

Resultados da análise descritiva das variáveis TC - RM - Diferença e do teste de Normalidade de Shapiro-Wilk, para as regiões posterior e anterior da arcada. Florianópolis, 2006.

Variáveis	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio	
						Padrão	Erro Padrão
Medida TC	92	5,5862	16,4483	10,4371	10,4030	2,3985	0,2501
Medida RM	92	5,2759	15,2069	10,5555	10,5517	2,4088	0,2511
Diferença	92	-4,0345	4,0345	-0,1184	0,0000	1,3826	0,1441

Teste de Normalidade de Shapiro - Wilk para a variável Diferença

Statistic	df	Valor p
0,986186939	92	0,445504403

Tabela 3

Resultados da correlação de Pearson, para as regiões posterior e anterior da arcada. Florianópolis, 2006.

Correlação de Pearson	n	Correlation	Valor p
Medida TC e Medida RM	92	0,83457331	0,00000

Tabela 4

Resultados do teste t de Student para amostras pareadas, para as regiões posterior e anterior da arcada. Florianópolis, 2006.

da área de Florianópolis, 2000.						
	Diferenças Emparelhadas			t	Graus de Liberdade	Valor p
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão			
	-					
Medida TC - Medida RM	0,1183	1,3825	0,1441	-0,8212	91	0,4136

Também não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores das medidas realizadas em tomografia computadorizada e ressonância magnética, apresentados nas tabelas 5,7,8,10, quando a análise discriminou as regiões anteriores e posteriores ($p > 0,05$). Verificou-se, conforme os dados apresentados na tabela 6, uma forte correlação entre as medidas realizadas por TC e RC na região posterior da arcada ($r = 0,8546$). Nos dados apresentados na tabela 9, observou-se uma fraca correlação entre as medidas de TC e RM para a região anterior da arcada.

Tabela 5

Resultados da análise descritiva das variáveis TC - RM - Diferença e do teste de Normalidade de Shapiro-Wilk, para a região posterior da arcada. Florianópolis, 2006.

Variáveis	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Erro Padrão
Medida TC	80	5,5862	14,5862	10,1986	10,2414	2,3474	0,2625
Medida RM	80	5,2759	14,8966	10,3093	10,3222	2,3642	0,2643
Diferença	80	-4,0345	4,0345	-0,1107	0,0000	1,2702	0,1420

Teste de Normalidade de Shapiro - Wilk para a variável Diferença

Statistic	df	Valor p
0,973015513	80	0,088419972

Tabela 6

Resultados da correlação de Pearson, para a região posterior da arcada. Florianópolis, 2006.

Correlação de Pearson	n	Correlation	Valor p
Medida TC e Medida RM	80	0,854680565	0,00000

Tabela 7

Resultados do teste t de Student para amostras pareadas, para a região posterior da arcada. Florianópolis, 2006.

	Diferenças Emparelhadas			t	Graus de Liberdade	Valor p
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão			
Medida TC - Medida RM	-0,1107	1,2702	0,1420	-0,7793	79,0000	0,4381

Tabela 8

Resultados da análise descritiva das variáveis TC - RM - Diferença e do teste de Normalidade de Shapiro-Wilk, para a região anterior da arcada. Florianópolis, 2006.

Variáveis	n	Mínimo	Máximo	Média	Mediana	Desvio Padrão	Erro Padrão
Medida TC	12	9,3103	16,4483	12,0269	11,3996	2,2009	0,6354
Medida RC	12	8,3793	15,2069	12,1966	12,6978	2,1159	0,6108
Diferença	12	-3,0597	2,7931	-0,1697	-0,3103	2,0553	0,5933

Teste de Normalidade de Shapiro - Wilk para a variável Diferença

Statistic	Graus de Liberdade	Valor p
0,923713616	12	0,318195202

Tabela 9

Resultados da correlação de Pearson, para a região anterior da arcada. Florianópolis, 2006.

	N	Correlation	Valor p
Medida TC e Medida RM	12	0,547248013	0,065543058

Tabela 10

Resultados do teste t de Student para amostras pareadas, para a região anterior da arcada. Florianópolis, 2006.

	Diferenças Emparelhadas			t	Graus de Liberdade	Valor p
	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão			
Medida TC - Medida RM	-0,1697	2,0553	0,5933	0,2861	11,0000	0,7801

6 DISCUSSÃO

6.1 A metodologia aplicada e metodologia de outros estudos.

É inegável a grande utilização das tomografias computadorizadas como método de diagnóstico por imagens para a inserção de implantes. Existem, na literatura, vários trabalhos que atestam a acurácia da TC na obtenção de medidas lineares para a inserção segura e precisa de implantes do tipo osseointegrados (CAVALCANTI; RUPRECHT; VANNIER, 2002; GRAY; REDPATH; SMITH, 1996; NASEL et al.1999). Dentre as qualidades da TC, Cavalcanti, Ruprecht, Vannier (2002) citam a excelente visualização e delineamento da anatomia mandibular, o que conseqüentemente permite estabelecer a medida da quantidade de osso presente e, assim, tornar possível a elaboração diagnósticos e planos de tratamentos mais acurados. Embora alguns autores discordem deste fato, afirmando que a TC pode subestimar o comprimento real das medidas lineares (MARKIEWICZ et al. 2000), a acurácia das medidas realizadas em imagens por TC é aceita até mesmo por aqueles que contestam suas altas doses de radiação (DULA et al.,1996). Baseados nestes fatos, consideraram-se, para o presente estudo, as medidas realizada por TC como precisas o suficiente para servir de referência na comparação com as medidas realizadas em exames por ressonância magnética.

No estudo realizado por Nasel et al. (1999), o resultado das medidas obtidas por RM é comparável ao resultado das medidas por TC e ambas não são estatisticamente diferentes das medidas diretas das estruturas dissecadas. Por isso, estes autores consideram a IRM , por meio deste protocolo, uma alternativa para TC na realização de imagens na região da arcada dentária. Todavia, quando se pensa em realizar comparações entre medidas obtidas em TC e

em RM, algumas metodologias de trabalho têm sido divulgadas na literatura (IMAMURA et al. 2004; MARKIEWICZ et al.2000; NASEL, et al.1999; ZABALEGUI et al. 1990) e ao analisar como estes autores realizaram suas comparações, verifica-se, primeiramente, a necessidade de afixar o local onde se pretende medir, ou seja, localizar o mesmo sítio de implante, em condições similares quanto ao posicionamento do paciente, nos dois exames que se deseja comparar.

Imamura et al. (2004) utilizou guias de acrílicos com pinos de titânio para os pacientes realizarem o exame TC. E em um segundo momento, os pinos de titânio foram substituídos por uma geléia de petróleo e vaselina para que o guia de acrílico servisse para a realização da ressonância magnética. No entanto, apesar da localização do corte ter sido possível pelo auxílio dos guias, a diferença de inclinação da cabeça, bem como a diferença que esta inclinação gera nas reformatações dos dois exames, não pôde ser evitada. Nasel et al. (1999) correlacionaram a anatomia dos pacientes, nos dois exames que seriam comparados e a peça anatômica, com o auxílio de um anatomista e um radiologista, antes de realizarem as medidas. Novamente a localização do corte se fez possível, porém as diferenças no posicionamento do paciente para os dois exames não puderam ser evitadas. Com a utilização de um software de registro de imagens, o presente estudo buscou aumentar a correlação anatômica entre a TC e a RM e desta maneira diminuir um possível erro inerente ao posicionamento diverso da cabeça dos pacientes durante a realização de cada exame.

Acredita-se que o realinhamento permita a diminuição do erro inerente ao posicionamento do paciente em dois momentos diferentes: a realização do exame de TC e a realização do exame de RM. Porém para o realinhamento das imagens foi necessário localizar, em cada modalidade de imagem, três pontos anatômicos correspondentes, esta correlação foi realizada dez vezes para que o melhor conjunto de três pontos fosse obtido. No entanto, mesmo que o melhor conjunto de pontos tenha sido utilizado no processo de

realinhamento, é necessário lembrar que a seleção destes pontos foi realizada por um radiologista e, portanto, subjetiva.

6.2 Análise dos resultados e comparação com a literatura

Em um estudo de Nasel et al.1999 os autores compararam medidas em TC, RM e medidas em peças dissecadas e verificaram uma forte correlação entre as medidas realizadas em TC e RM ($r > 0,911$), bem como também não observaram diferença estatisticamente significativa entre as medidas nas duas modalidades de imagens e as medidas na peça dissecada. No presente estudo, verificou-se correlação estatisticamente significativa entre as duas modalidades de imagens, principalmente na região posterior da arcada ($r = 0,8546$) semelhante aos dados obtidos por Nasel et al. (1999). As medidas para região anterior da arcada apresentaram correlação positiva entre as medidas de TC e RM, embora mais fraca ($r = 0,5472$). Tal diferença entre a correlação das medidas de TC e RM na região anterior e na região posterior da arcada pode ter sido causada pelo menor número de medidas obtidas na região anterior quando comparado ao número de medidas da região posterior. Pode, também, ter sido causada pela maior dificuldade do observador em realizar tais medidas na região anterior, que apresentava grande reabsorção e conseqüentemente uma visualização mais problemática. Tal fato sugere a necessidade de pesquisas, com um número maior de pacientes, com a calibração do observador, tanto para região posterior, quanto para a região anterior, e em pacientes com processo alveolar menos reabsorvido. No presente estudo, não foram realizadas medidas transversais do processo alveolar, a atresia dos processos alveolares examinados unido à falta de uma régua ou ferramenta do software que permitisse localizar

uma determinada altura como, por exemplo, a metade da altura óssea medida, tornou a realização de medidas transversais problemática. No entanto, a importância de tais medidas deve ser ressaltada e mais estudos buscando esta avaliação deveriam ser realizados.

Imamura et al. (2004) realizaram um estudo comparativo entre TC e IRM, no qual estas modalidades foram comparadas quanto a sua habilidade para detecção do canal do nervo alveolar inferior e a acurácia dimensional em imagens transversais da região posterior da mandíbula. As distâncias do centro do canal às bordas da mandíbula foram medidas nas duas modalidades de exames e submetidas ao teste t de Student para amostras pareadas. Quanto à acurácia no posicionamento do canal em relação aos bordos da mandíbula, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre as medidas realizadas. Resultados semelhantes aos encontrados nos testes de pareamentos realizados na região posterior do presente estudo ($p > 0,05$). Pois embora não se tenha observado a localização do canal mandibular, já que somente uma mandíbula foi escaneada, os resultados podem ser comparados quando se considera que Imamura e colaboradores estavam localizando o canal mandibular pelas medidas lineares que partiam deste até os bordos da mandíbula.

Entre as medidas realizadas por Imamura et al. (2004) houve uma forte correlação entre a TC e IRM ($r \pm 0,868$) indicando que o canal do nervo alveolar inferior é visualizado praticamente na mesma posição na TC e na RM e sugerindo que a IRM oferece acurácia dimensional. No presente estudo a região posterior, que é a região avaliada por Imamura et al. (2004), obteve-se uma forte correlação ($r = 0,8546$) nas medidas realizadas por RM e por TC.

Os trabalhos de Markiewicz et al. (2000) e de Imamura et al. (2004) chamam a atenção para a influência do tamanho do pixel, utilizado nas imagens por TC e RM, nos resultados obtidos. No estudo de Markiewicz et al. (2000) os autores citam que o tamanho do pixel não deve exceder a 1mm para evitar a perda de acurácia das medidas. Em contrapartida

uma diminuição excessiva do pixel pode levar a um sinal fraco e baixa qualidade de imagem. Os autores consideram um pixel de 0,6mm como um valor satisfatório. No atual estudo, o tamanho do pixel utilizado foi de aproximadamente 0,3 mm após o realinhamento, para as duas modalidades de exames. Segundo resultados estatísticos obtidos no presente estudo, que não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre as duas modalidades de exames, acredita-se que o tamanho reduzido não chegou a interferir na qualidade da imagem a ponto de influenciar nos resultados.

Embora os resultados obtidos no presente estudo e os resultados apresentados na literatura sejam em alguns pontos similares, é importante ressaltar que a utilização de imagens por ressonância magnética, na implantodontia, é recente. Portanto, existe a necessidade de mais estudos, para que sua utilização seja sedimentada e desta forma a prática freqüente possa criar mais dúvidas, bem como, mais conhecimentos.

7 CONCLUSÃO

A partir dos resultados do presente estudo, foi possível estabelecer a seguinte conclusão:

- As medidas lineares para o planejamento de implantes dentários, realizadas em imagens por meio de ressonância magnética e tomografia computadorizada são semelhantes.

REFERÊNCIAS

ABDALA, D. D. **Uma metodologia para criação de cérebros médios e mensuração da Atrofia relativa do córtex**. 2005. 207p. Dissertação (Mestrado em Ciências da Computação) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

ARITA, E. S.; KISHI, K. Ressonância magnética. In: FREITAS, A. de; ROSA, J.E.; SOUZA, I. F. **Radiologia Odontológica**. 5.ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000.p. 659-671.

BERTOLDI, R.F. **Estudo e implementação de técnicas de registro de imagens: Uma abordagem aplicada a Odontologia**. 2005. 83p. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso em Ciências da Computação) – Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

BESL, P. J.; MCKAY, N. D. A method for registration of 3-D shapes, **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, vol. 14, n. 2, p. 239-256, Fev. 1992.

BOUSERHAL, C. et al. Imaging technique selection for the preoperative planning of on implants: a review of the literature. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v.4, n.3, p.156-172, 2002.

BUSHONG, S.C. **Radiologic Science for Technologists: physics, biology and protection**. 5ed. St. Louis: Mosby, 1993. cap. 26-27.

CAVALCANTI, M.G.P.; RUPRECHT A.; VANNIER M.W. 3D volume rendering using multislice CT for dental implants. **Dentomaxillofacial Radiology**. Stonehan, v.31, p. 218-223. 2002;

DEVGE, C.; TJELLSTROM, A.; NELLSTROM, H. Magnetic resonance imaging in patients with dental implants: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n.3, p.354-359, May/June 1997.

DULA, K. et al. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v.104, n.5/6, p.503-510, 1996.

DULA, K. et al. The radiographic assessment of implant patients: decision-making criteria. **Int. J. Oral Macillofac. Implants**, Lombard, v. 16, n. 1, p.80-89, Jan./Fev. 2001.

FLETCHER, R.; FLETCHER, S.; WAGNER, E. **Epidemiologia Clinica**: elementos essenciais. 3 ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1996.

GARVEY, C. J.; HANLON, R. Computed tomography in clinical practice. **Br. Méd. J.** London, v. 324, p.1077-1080, May 2002.

GRAY, C.F.; REDPATH, T.W., SMITH, F.W. Pre-surgical dental implant assessment by magnetic resonance imaging. **J. Oral Implantol.**, Abington, v.22, n.2, p.147-153, 1996.

GRAY, C.F.; REDPATH, T.W., SMITH, F.W. Low-field magnetic resonance imaging for implant dentistry. **Dentomaxillofacial Radiology**. Stonehan, v.27, p.225-229, Mar. 1998.

GRAY, C.F.; REDPATH, T.W., SMITH, F.W. Magnetic resonance imaging: a useful toll for evaluation of bone prior to implant surgery. **Br. Dent. J.** London, v.184, n.12, p.603-607, June 1998.

GRAY, C.F. et al. Magnetic resonance imaging assessment of a sinus lift operation using reoxidised cellulose (Surgicel®) as graft material. **Clin. Oral Implat. Res.**, Copenhagen, v.12, n.5, p.526-530, Oct. 2001.

GRAY, C.F. et al.. Advanced imaging: magnetic resonance imaging in implant dentistry. **Clin. Oral Implat. Res.**, Copenhagen, v.14, p.18-27, 2003.

HASSFELD, S. et al. Magnetic resonance tomography for planning dental implantation. **Mund. Kiefer. Gesichtschir.**, v.5, n.3, p. 186-192, May 2001.

HIRSCHMANN, P.H. Magnetic resonance imaging: a possible alternative to CT prior to dental implants. **Br. Dent. J.** London, v.184, n.12, p.600, June 1998.

HOUSTON, W. J. B. The analysis of error in orthodontic measurements. **Am. J. Orthod.**, St Louis, v.83, n.2, p.382-390, May 1983.

HUBÁLKOVÁ, H. et al. Dental materials and magnetic resonance imaging. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v.10, n.3, p.125-130, Sept. 2002.

IMAMURA, H. et al. A comparative study of computed tomography and magnetic resonance imaging for the detection of mandibular canals and cross-sectional areas in diagnosis prior to dental implant treatment. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v.6, n.2, p.75-81, 2004.

LAM, E.W.N.; RUPRECHT, A.; YANG, J. Comparasion of two-dimensional orthoradially reformatted computed tomography panoramic radiography for dental implant treatment planning. **J. Prosthet. Dent.**; St. Louis, v.74, n.1, p.42-46, Jul. 1995.

MATTESON, S.R. et al. Advanced imaging methods. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, v.7, n.4, p.346-395, 1996.

MARKIEWICZ, H. et al. Validation of spiral computed tomography and linear tomography for dental implant planning. In: FUCHIHATA, H. et al. **Oral Maxillofacial Radiology Today**. New York: Elsevier, 2000. p.241-245.

MARKIEWICZ, H. et al. Magnetic resonance imaging in dental implant planning - an application attempt. In: FUCHIHATA, H. et al. **Oral Maxillofacial Radiology Today**. New York: Elsevier, 2000. p.257-261.

MIDTGARD, J.; BJÖRK, G.; LINDER-ARONSON, S. Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. **Angle Orthod**, Appleton, v.4, n.1, p.56-62, Jan. 1974.

NASEL, J.O. et al. Osteometry of mandible performed using dental MR imaging. **Am. J. Neuroradiol**. Oak Brook, v.20, n.7, p.1221-1227, Ago. 1999.

RADKE, J.; RITENOUR, E.R. Imagem por ressonância magnética. In: BONTRAGER, K. L. **Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. p.665-676.

SALVOLINI, E. et al. Magnetic resonance applications in dental implantology: technical notes and preliminary results. **Radiol. Med.**, Torino, v.103, n 5/6, p.526-529, May/June 2002.

THOMPSON, H.; DOWD, H. **Principles of imaging science and protection**. Philadelphia: Saunders, 1994. p.491-499.

TYNDALL, D. A.; BROOKS, S. L. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper for the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, St. Louis, v.89, n.5, p.630-637, 2000.

ZABALEGUI, J. et al. Magnetic resonance imaging as an adjunctive diagnostic aid in patient selection for endosseous implants: preliminary study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, Lombard, v.5, n.3, p.283-287, 1990.

WERKEMA, M.C.C; AGUIAR, S. **Análise de regressão** : como entender o relacionamento entre as variáveis de um processo. Belo Horizonte: Fundação Christiano Ottoni, 1996. 311 p.

WHAITES, E. **Princípios de radiologia odontológica**. 3ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.cap. 17.

APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM RADIOLOGIA

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Meu nome é Scheila Aust e estou coletando material para o estudo com título: “*Estudo comparativo de medidas realizadas em imagens por ressonância magnética e imagens por tomografia computadorizada com auxílio de um software de realinhamento de imagens*”.

Objetivos da Pesquisa: Comparar as imagens da RM e TC para planejamento cirúrgico de implantes dentários, desenvolver minha dissertação e submetê-la a publicação.

Justificativas: Este estudo é necessário porque poucas pesquisas avaliam se a Ressonância Magnética pode proporcionar as mesmas informações que a Tomografia Computadorizada, no planejamento cirúrgico para inserção de implantes dentários. Se proporcionasse a mesma informação, a ressonância faria isto sem expor o paciente aos efeitos biológicos dos raios-X, que são utilizados na tomografia. Portanto, é interessante para o conhecimento público em geral que pesquisas sejam realizadas nesta área.

Desconforto ou riscos esperados: os riscos para os pacientes submetidos a este estudo são os riscos inerentes ao exame de Tomografia Computadorizada (exame que o paciente já terá que realizar independentemente de nossa pesquisa) e os riscos da Ressonância Magnética, que segundo os conhecimentos atuais não produz danos biológicos aos pacientes. Porém pacientes que tenham contra indicação ao exame de ressonância (claustrofobia, gravidez ou marca passo) não participarão da pesquisa.

Vantagens que a pesquisa trará: Esperamos com este estudo trazer conhecimento, para que os futuros diagnósticos e planejamentos de implantes dentários sejam realizados sem expor os pacientes aos raios-X.

Garantia de resposta a qualquer pergunta e liberdade de abandonar a pesquisa sem prejuízos para si: se você tiver alguma dúvida em relação ao estudo ou não quiser mais fazer parte do mesmo, basta entrar em contato pelo telefone (048)88222283. Não haverá repreensões ou danos de qualquer natureza.

Compromisso de que as informações serão confidenciais: Se você estiver de acordo em participar, garanto que as informações fornecidas (ou material coletado) serão confidenciais e serão utilizados somente neste trabalho e aulas referentes a este tema.

Scheila Aust/Pesquisadora principal _____

Prof. Dr. Márcio Corrêa/Pesquisador responsável _____

Eu, _____, fui esclarecido sobre o estudo *Utilização de imagens por Ressonância Magnética para planejamento cirúrgico de implantes dentários* e concordo que meus dados sejam utilizados na realização do mesmo.

Florianópolis, __/__/__.

Assinatura: _____ RG: _____

APÊNDICE B - Medidas pareadas para serem submetidas à análise estatística.

medidas TC	medidas RM
12,23881	14,07463
12,85075	12,85075
12,54478	13,76866
13,46269	12,85075
12,23881	13,46269
13,15672	12,54478
12,23881	12,85075
13,15672	13,46269
11,3209	13,15672
12,54478	12,85075
11,62687	11,3209
13,76866	13,46269
11,62687	11,93284
11,62687	13,15672
10,40299	10,40299
11,3209	12,85075
10,40299	10,40299
11,3209	12,85075
10,70896	10,40299
12,23881	12,23881
7,137931	6,827586
9,62069	10,24138
8,068966	7,448276
9,931034	11,17241
7,758621	6,827586
10,24138	10,24138
7,758621	7,448276
10,55172	9,624282
10,55172	9,62069
7,758621	7,137931
10,24138	9,62069
6,827586	8,068966
9	9,310345
5,586207	7,758621
10,24138	10,24138
9,624282	10,24138
9,314056	9,310345
7,137931	9,310345
11,17241	10,24138
13,34383	10,86207
10,86207	10,86207
6,517241	6,517241
10,24138	10,55172
6,517241	6,206897
8,06966	7,448276
6,517241	5,586207

7,448276	6,206897
6,517241	6,522543
6,827586	5,275862
5,896552	5,90241
7,758621	7,758621
8,37931	8,068966
9,933103	9,310345
10,55172	9,62069
12,10345	12,41379
12,10345	12,72414
9,310345	11,48276
9,310345	10,24138
10,55172	9,310345
9,310345	10,55172
14,5862	13,34483
14,27586	10,24138
13,6577	12,10345
13,96552	11,17241
9,931034	11,48276
14,27586	12,41379
10,24138	11,7931
12,72414	12,10345
7,758621	9,62069
7,758621	11,7931
7,452915	7,137931
8,073248	9,00384
8,068966	8,068966
7,758621	9,310345
9,62069	8,068966
9,310345	9,931034
10,24138	12,10345
12,10345	13,65517
14,27586	14,89655
12,41379	11,48276
10,09702	13,15672
11,62687	13,46269
11,01493	13,15672
9,791045	12,23881
16,44828	14,58621
9,31034	10,55172
11,17241	8,37931
15,51724	15,2069
13,03448	13,96552
11,17241	10,86207
11,7931	9,31034
13,34483	11,48276

ANEXO A – Parecer de Aprovação da Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos.

ANEXO B – Declaração do Departamento de Estomatologia do CCS, UFSC – folha de rosto.

ANEXO C – Declaração da Clínica Imagem.

This document was created with Win2PDF available at <http://www.win2pdf.com>.
The unregistered version of Win2PDF is for evaluation or non-commercial use only.